UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

FACULTÉ MIXTE DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

ANNÉE 1964 **N° 88**

RADIO-CINÉMATOGRAPHIE DE LA HANCHE

Travail de la Clinique Chirurgicale
Orthopédique et Traumatologique
(Professeur Georges Rieunau)

THÈSE

POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement en Septembre 1964

PAR

Guy UTHÉZA

Membres du Jury

MM.	RIEUNAU	*Président*
	LAZORTHES VIRENQUE FICAT SOUQUET	*Assesseurs*
	GAUBERT	*Suppléant*

TOULOUSE
IMPRIMERIE DELORT & FILS
IMPASSE SAINT-AUBIN

1964

RADIO-CINÉMATOGRAPHIE DE LA HANCHE

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546523_0044

UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

FACULTÉ MIXTE DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

ANNÉE 1964 **N° 88**

RADIO-CINÉMATOGRAPHIE DE LA HANCHE

Travail de la Clinique Chirurgicale
Orthopédique et Traumatologique
(Professeur Georges Rieunau)

THÈSE

POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement en Septembre 1964

PAR

Guy UTHÉZA

Membres du Jury

MM.	RIEUNAU	*Président*
	LAZORTHES	*Assesseurs*
	VIRENQUE	
	FICAT	
	SOUQUET	
	GAUBERT	*Suppléant*

TOULOUSE
IMPRIMERIE DELORT & FILS
IMPASSE SAINT-AUBIN

1964

UNIVERSITE DE TOULOUSE

FACULTE MIXTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE

TABLEAU DU PERSONNEL

DOYEN ..... M. LAZORTHES
1er ASSESSEUR ..... M. BLANC
2e ASSESSEUR ..... M. SOREL

DOYENS HONORAIRES

MM. GORSE, CALVET, LEFEBVRE, BRUSTIER

PROFESSEURS HONORAIRES

MM. RIBAUT, VALLOIS, TAPIE, DELAS, RISER, BOUNHOURE, BUGNARD.

SECTION MEDECINE

PROFESSEURS

Clinique médicale	MM. MERIEL
Clinique médicale	GADRAT
Clinique chirurgicale et gynécologique	FABRE (P.)
Clinique chirurgicale et du cancer	GRIMOUD
Clinique chirurgicale infantile et orthopédie	VIRENQUE
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques ..	BAZEX
Clinique des maladies de la tuberculose et pat. int.	MOREL
Clinique des maladies des voies urinaires	LHEZ
Clinique médicale infantile et puériculture	SOREL
Clinique médicale de la première enfance	BARDIER
Clinique de neuro-chirurgie	LAZORTHES
Clinique neurologique et psychiatrique	GERAUD
Clinique obstétricale	GUILHEM (P.)
Clinique odonto-stomatologique	CADENAT
Clinique ophtalmologique ..	CALMETTES
Clinique O.R.L. et chirurgie maxillo-faciale	CALVET
Clinique rhumatologique ...	RUFFIE (R.)
Clinique chirurgicale orthopédique et traumatologique ...	RIEUNAU
Accouchement et obstétricie sociale	PONTONNIER
Anatomie	THOMAS
Anatomie appliquée	POULHES
Anatomie pathologique ...	FABRE (J.)
Bactériologie, Hygiène et Médecine sociale	ANDRIEU
Biophysique médicale	AUVERGNAT
Chimie biologique	VALDIGUIE
Electro-radiologie	MARQUES
Embryologie générale	BROUSSY (J.)
Histologie	BIMES
Hydrologie thérapeutique et climatologie	DARNAUD
Médecine légale et médecine du travail	PLANQUES
Médecine sociale	N...
Parasitologie	BOUISSET
Pathologie chirurgicale	DAMBRIN
Pathologie générale et médecine expérimentale ...	SENDRAIL
Physico-chimie	N...
Physiologie	LAPORTE (Y.)
Physiologie appliquée et pharmacologie	BAISSET
Propédeutique médicale ..	LAPORTE (J.)
Thérapeutique	DARDENNE

PROFESSEURS A TITRE PERSONNEL

Anatomie générale et comparée	M. COULOUMA
Bactériologie	Mme ENJALBERT
Biochimie médicale	MM. DOUSTE-BLAZY
Médecine générale	MONNIER
Oto-Rhino-Laryngologie ...	CLAUX
Pathologie médicale	BOULARD
Pathologie chirurgicale ...	LAGROT

PROFESSEURS SANS CHAIRE

Histologie et Embryologie.	MM. PLANEL
Ophtalmologie	DEODATI
Parasitologie	RUFFIE (J.)
Physiologie	MONTASTRUC
Physique médicale	BRU

MAITRES DE CONFERENCES AGREGES

Anatomie	MM. BASTIDE
Anatomie Pathologique ...	BOUISSOU
Anesthésiologie	LARENG
Carcinologie	ESTRADE
Chirurgie générale	ENJALBERT
»	GEDEON
»	SARRAZIN
»	SOUQUET
Electro-radiologie	PONS
Hématologie	DUCOS
Histologie et embryologie ..	GUILHEM (A.)
Maladies infectieuses	ARMENGAUD
Pathologie expérimentale ..	GLEIZES
Physiologie	BESSOU
Physique médicale	COMMANAY
Pneumo-phtisiologie	MIGUERES

AGREGES

Médecine générale	MM. RIBAUD
»	CALAZEL
»	RASCOL
»	LE TALLEC
»	RIBET
Chirurgie générale	FICAT
»	PASQUIE
»	GAUBERT
Dermatologie et syphiligraphie	DUPRE
Hydrologie	DENARD
Médecine légale	GREZES-RUEFF
Neurochirurgie	ESPAGNO (J.)
Neurologie et psychiatrie ..	GAYRAL
Obstétrique	ESPAGNO (G.)
Ophtalmologie	BEC
Pneumo-phtisiologie	DELAUDE

AGREGES LIBRES

Pathologie chirurgicale ...	DIEULAFE

SECTION PHARMACIE

PROFESSEURS

Botanique et cryptogamie .	Mme DULUCQ-MATHOU
Chimie analytique, toxicologie et hygiène industrielle	MM. BOURBON
Chimie pharmaceutique ...	BLANC
Matière médicale	VINCENT
Pharmacie chimique et pharmacodynamie	CAUJOLLE
Pharmacie galénique	STANISLAS
Zoologie	ROUX

PROFESSEURS A TITRE PERSONNEL

Botanique	MM. ROQUES
Pharmacie	COUTURIER
Sciences Naturelles	Mme CAUJOLLE

PROFESSEURS SANS CHAIRE

Microbiologie	MM. BREUILLAUD
Sciences Physiques	PITET

MAITRES DE CONFERENCES AGREGES

Toxicologie	M. BROUSSY (G.)

PERSONNEL ADMINISTRATIF

Secrétaire Principal	MM. ROCHE
Secrétaire	BERRUT

La Faculté déclare n'être pas responsable des opinions émises par les candidats
(Délibération en date du 12 mai 1891

A MA FAMILLE

A MES MAITRES

A MES AMIS

A MON MAITRE ET PRÉSIDENT DE THÈSE :

MONSIEUR LE PROFESSEUR GEORGES RIEUNAU

Professeur de Clinique Chirurgicale
Orthopédique et Traumatologique,
Chirurgien des Hôpitaux
Chevalier de la Légion d'Honneur

Vous avez été mon premier Maître ; j'ai reçu de vous les premiers conseils, ceux qui sont déterminants.

Vous me comptez parmi vos élèves, j'en retire une très grande fierté. Je devrai à votre patient et profond enseignement l'essentiel de mes connaissances techniques.

La reconnaissance que je vous dois n'est pas seulement celle de l'élève, elle est faite aussi d'un respectueux attachement.

A MON JURY DE THÈSE :

MONSIEUR LE DOYEN GUY LAZORTHES

Professeur de Clinique de Neuro-Chirurgie,
Membre correspondant
de l'Académie Nationale de Médecine,
Neuro-Chirurgien des Hôpitaux,
Officier de la Légion d'Honneur.

J'ai profondément ressenti l'honneur qui m'était fait d'entrer dans votre Ecole où j'ai pu utilement approfondir ma culture anatomique.

Je suis heureux de pouvoir vous dire toute ma gratitude et mon désir de mériter votre estime.

MONSIEUR LE PROFESSEUR JACQUES VIRENQUE,

Professeur de Clinique Chirurgicale Infantile
et Orthopédie
Chirurgien des Hôpitaux,
Chevalier de la Légion d'Honneur.

Vous avez, dans votre service, guidé mes premiers gestes opératoires. Le souvenir de votre esprit remarquablement didactique restera longtemps lié à ma reconnaissance envers vous.

MONSIEUR LE PROFESSEUR PAUL FICAT

Professeur Agrégé de Chirurgie Générale,
Chirurgien des Hôpitaux

Je vous remercie bien vivement pour votre enseignement direct et pratique. J'en ressens toute la qualité.

Je vous dis ma reconnaissance pour les conseils et la compréhension que je trouve auprès de vous.

MONSIEUR LE PROFESSEUR RENE SOUQUET

Professeur Agrégé de Chirurgie Générale

J'ai appris à votre exemple la difficulté, mais aussi l'intérêt, de l'esprit critique, celui que l'on exerce avec mesure et contrôle, le seul qui soit valable.

J'ai toujours trouvé auprès de vous les avis les plus éclairés.

Je vous remercie.

MONSIEUR LE PROFESSEUR JACQUES GAUBERT

Professeur Agrégé de Chirurgie Générale

Vous savez la déférente amitié qui est la mienne à votre égard. Elle est le témoignage de la reconnaissance que je vous dois.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR H. PONS

Professeur Agrégé à la Faculté
Electro-Radiologiste en Chef des Hôpitaux

Je vous dis tous mes remerciements pour les conseils que vous m'avez donnés, et pour l'amabilité que j'ai trouvée auprès des collaborateurs de votre Service et de Mademoiselle J. Pons en particulier.

A MES MAITRES DU SERVICE D'ANATOMIE

A MES AMIS DE LA CLINIQUE CHIRURGICALE
ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE

A MES CHEFS DE CONFERENCES

D'EXTERNAT ET D'INTERNAT

A MES CAMARADES DE L'INTERNAT

INTRODUCTION

L'étude de la physiologie de la hanche suscite un intérêt grandissant expliqué sans doute par les répercussions qu'elle présente dans les domaines de la pathologie et de la chirurgie où elle trouve des applications immédiates.

SAUNDERS *en fait la remarque et note avec une certaine satisfaction que l'étude de la physiologie de la locomotion en général a franchi l'ère de la recherche pure pour apporter à la chirurgie orthopédique une base indispensable dans le geste thérapeutique.*

L'objet de ce travail est de rassembler et de préciser un certain nombre de notions qui conditionnent, lors du fonctionnement physiologique de la hanche au moment de la marche, l'établissement de la pression que subit cette articulation. Nous essaierons ensuite de déduire et de retrouver les conditions dans lesquelles peut se produire une augmentation au-delà des limites normales de la pression articulaire.

La pression supportée par la hanche, nous le verrons, est considérable. Cela tient à ce que la hanche exerce une fonction de soutien qui la conduit à supporter le poids du corps, mais surtout cela tient à ce qu'en plus, elle assure une fontion d'équilibre du bassin dont on comprendra la nécessité mécanique au fur et à mesure que nous rappelerons les conditions de fonctionnement normal de la hanche.

Nous rechercherons, avec le plus de précision possible, l'importance que peut présenter pour la coxo-fémo-

rale ce que l'on appelle le centrage céphalique, c'est-à-dire, la manière dont s'emboîte la tête dans le cotyle.

Des précisions intéressantes nous ont été apportées sur ce point, par l'étude radio-cinématographique de la hanche pendant la marche.

Nous avions été frappés en effet d'un côté par l'adaption de certaines hanches à certains types de vices architecturaux et d'un autre côté par l'altération de certaines hanches aux images radiologiques apparemment normales.

Dès lors nous nous sommes demandés si, au moment de la marche, ne survenaient pas des modifications physiologiques qui amèneraient à reconsidérer le centrage articulaire, conditionné en grande partie par l'antéversion du col fémoral.

Nous avons demandé en somme, une explication de certains problèmes à l'étude de la dynamique articulaire de la hanche.

La charge articulaire, la congruence et surtout les conditions de stabilité céphalo-cotyloïdienne apparaîtront comme autant de facteurs primordiaux dans le déterminisme de la pression articulaire.

Or, c'est de cette pression que dépend l'intégrité du cartilage d'encroûtement des surfaces articulaires de la coxo-fémorale ; ceci est la base de la conception mécanique de la coxarthrose, idée dont on connaît le succès grandissant depuis la classique schématisation par PAUWELS *de l'équilibre articulaire de la hanche.*

L'altération du cartilage, point de départ de la coxarthrose, résulterait en dernier ressort d'une disproportion entre l'importance des sollicitations mécaniques auxquelles la hanche est soumise, et la capacité de résistance à l'effort des tissus cartilagineux et osseux. (PAUWELS).

Cette disproportion peut connaître deux facteurs :

a) *D'abord une augmentation de la pression subie par le cartilage sain ;*

b) *Ensuite une diminution de la résistance propre de ce cartilage, aspect du problème dont il ne sera pratiquement pas question dans notre étude.*

***

Nous allons donc aborder une étude physiologique. Nous allons rechercher comment lors des mouvements de la hanche s'établissent et se répartissent les pressions articulaires. Mais nous le ferons avec le dessein constant de rester pratique. Nous parlerons de physiologie : ce sera en pensant aux applications que ces données théoriques trouvent dans la conception mécanique des troubles dégénératifs de l'articulation de la hanche, et dans les applications chirurgicales qui en découlent.

Au fur et à mesure, en effet, que progressent nos connaissances des vices architecturaux de la hanche et que l'on connaît leurs conséquences physiologiques, le pourcentage des coxarthroses que l'on rapporte à ce groupe ne fait qu'augmenter ,tandis que se précisent de plus en plus les indications de cette chirurgie fonctionnelle qu'on leur oppose, par laquelle on tend en fin de compte à une meilleure répartition des pressions cartilagineuses et à une diminution de la charge unitaire maxima.

PLAN

I. — ELEMENTS MECANIQUES DE LA PHYSIOLOGIE DE LA HANCHE.

1° Etude analytique de la marche ; comportement de la hanche.

2° Les notions d'antéversion et de centrage céphalo-cotyloïdien.

3° L'étude radio-cinématographique : la définition de l'antéversion effective.

II. — LA PRESSION CARTILAGINEUSE NORMALE AU NIVEAU DE LA HANCHE.

1° Systèmes d'équilibre de la coxo-fémorale.

2° Valeur de la pression articulaire.

3° Répartition de la pression articulaire.

III. — LA PRESSION CARTILAGINEUSE PATHOLOGIQUE AU NIVEAU DE LA HANCHE.

1° La coxa-valga.

2° L'antéversion exagérée.

3° L'augmentation de l'antéversion effective.

PREMIÈRE PARTIE

Eléments Mécaniques de la Physiologie de la hanche

CHAPITRE PREMIER

ETUDE ANALYTIQUE DE LA MARCHE
COMPORTEMENT DE LA HANCHE

Pendant la marche, chaque articulation du membre inférieur joue un rôle dans le déroulement du pas. La hanche occupe une place primordiale dans cette physiologie car elle doit assurer l'équilibre du bassin en même temps que la transmission du poids du corps.

La hanche et la marche sont d'ailleurs étroitement liées : c'est la tête fémorale cartilagineuse qui, chez le fœtus et le nouveau-né, crée la cavité cotyloïdienne en déprimant le cartilage en « Y » ; ensuite les mouvements de la hanche et la marche elle-même vont modeler une articulation parfaite (LAURENCE) [35].

Plus tard, si la marche se fait dans des conditions de mécanique articulaire imparfaite c'est elle qui détériore la structure de l'assemblage qu'elle avait autrefois contribué à former.

L'étude de la marche est très complexe.

Même si l'on excepte les problèmes de la commande nerveuse qui président aux contractions et aux synergies musculaires de la marche, l'étude de ce problème mécanique reste très vaste. Depuis longtemps ses différents

mouvements élémentaires ont été observés ; de nombreuses techniques ont servi à cette étude.

C'est un auteur du XVII[e] siècle, BORELLI, qui est considéré comme le fondateur de la physiologie de la marche ; c'est le premier, qui outre ses conceptions sur l'agonisme et l'antagonisme des muscles, fit remarquer l'importance dans les phénomènes de locomotion, du déplacement du centre de gravité en avant du polygone de sustentation ; c'est le premier à avoir fait remarquer que la projection en avant du membre oscillant a pour résultat de sauvegarder l'équilibre par un appui nouveau et antérieur.

Il faut attendre le XIX[e] siècle pour voir les frères WEBER reprendre les études de BORELLI ; ils firent un travail d'analyse et d'observation des différentes phases de la marche.

MAREY introduisit dans l'étude de la physiologie de la marche les précisions apportées par la cinématographie. Ses travaux qui précèdent de 20 années deux de BRAUNE et FICHER, qui ont utilisé des techniques semblables aux siennes, restent encore la base de nos connaissances sur la locomotion.

Le nom de SCHERB est attaché à l'étude du rôle respectif de chaque muscle dans la marche ; d'abord purement clinique, son étude est ensuite basée sur l'électromyographie.

SAUNDERS et INMANN ont grandement contribué à l'étude contemporaine de la locomotion ; ils tentent de résoudre les problèmes de coordination, les problèmes énergétiques que pose la locomotion, tandis que sont précisés les mécanismes physiologiques complexes que suppose cet acte aussi instinctif et aussi simple que représente la marche.

Nous allons, quant à nous, centrer notre étude physiologique au cours de ce premier chapitre sur le comportement de la hanche pendant la marche, plus précisément sur les phénomènes mécaniques qui se déroulent au cours du pas.

Au cours de cet exposé nous resterons dans une étude analytique. Nous nous pencherons sur des problèmes de plus en plus précis, allant progressivement de l'analyse du pas dans son ensemble à celle des déplacements et mouvements élémentaires de la coxo-fémorale.

Il est nécessaire, en effet, pour la clarté de notre exposé, que nous débutions notre étude par la description et la systématisation classiques de l'essentiel des phénomènes physiologiques qui se déroulent au niveau de la hanche pendant la marche.

Nous envisagerons ainsi successivement :

A - L'étude du pas.

B - Les déplacements élémentaires du bassin pendant la marche.

A. - Etude du pas

Au cours de la marche chaque membre inférieur passe cycliquement par une phase d'appui et une phase oscillante de durée inégale.

La phase d'appui elle-même se décompose en plusieurs temps :

— schématiquement nous distinguerons :

a) *La phase de double appui,*

b) *La phase d'appui monopodique.*

a) *Phase du double appui :*

Les deux pieds touchent simultanément le sol pendant un temps assez court : c'est le début de la phase d'appui d'un côté, la fin de cette même phase pour le membre inférieur du côté opposé. Les deux pieds ne sont jamais à plat simultanément sur le sol. Au moment où le pied antérieur prend contact par le talon avec le sol, le talon du pied postérieur s'en est déjà détaché (VANDERVAEL) [68]. A ce moment le genou est en extention la durée du double appui représente environ le sixième de la durée totale d'appui d'un pied (MAREY) [38]. Il est d'autant plus court que la marche est accélérée. A la fin du double appui le pied antérieur est à plat; chez le sujet normal le pied est alors antéro-postérieur ; parfois il est posé au sol en rotation externe légère. Une accentuation de cette position, chez l'adulte ou le grand enfant, témoigne le plus souvent d'une antéversion fémorale [6].

b) *Phase d'appui monopodique :*

Pendant cette phase la jambe décrit un arc de cercle autour de l'astragale alors que le pied est posé à plat sur le sol. Au début de cette phase le genou est en extension, il se fléchit ensuite d'un angle de 15° pendant le rabattement du pied. Le genou s'étend à nouveau, il est en rectitude juste avant le milieu de la période de plein appui. Ceci pour un temps très fugace, car bientôt le genou se fléchit à nouveau. Cette dernière flexion diminue l'angle d'extension de la cuisse sur le bassin de sorte que cet angle, dans la marche normale est très peu prononcé et reste voisin de 10°. L'appui monopodique est la période du double verrouillage du genou (verrouillé en extension, libre en flexion) [(STEINDLER) 66] (1).

(1) On entend par verrouillage du genou, le blocage articulaire qui termine l'extension et la bloque ; s'obtient par un mouvement de rotation externe du tibia sur le fémur, ce qui tend les ligaments croisés ; à partir de cette position, la flexion du genou ne peut être amorcée que par le déverrouillage : légère rotation interne tibiale.

Pendant ce temps le membre inférieur du côté opposé oscille vers l'avant le genou étant fléchi, la phase oscillante se termine genou en extension, pour commencer le double appui suivant. Le membre oscillant entraîne avec lui vers l'avant, le bassin ; il s'ensuit une rotation du bassin vers le côté appuyé : le bassin regarde vers le pied qui est au sol.

Pendant ces deux phases le centre de gravité se déplace vers l'avant, c'est la caractéristique de la marche; mais ce déplacement vers l'avant ne se fait pas de manière régulière, bien au contraire. Le déplacement subit des accélérations et des freinages passagers [66]. Dans la moitié antérieure du temps d'appui le centre de gravité est en arrière de la tête fémorale, c'est alors le temps de freinage dont l'effet est maximum au début. Dans la moitié postérieure du temps d'appui au contraire, le centre de gravité est passé en avant de la tête fémorale c'est le temps de propulsion. La propulsion est évidemment maximum à la fin de cette moitié postérieure du temps d'appui. (STEINDLER) [66].

On a cherché à préciser la valeur et la direction de la réaction du sol pendant la phase d'appui de la marche. De ces travaux on peut retenir en ce qui nous concerne que :

— lorsque le pied antérieur prend contact avec le sol la réaction du sol est oblique vers l'arrière ;

— pendant la période d'appui vertical, la composante tangentielle au contraire est nulle ;

— pendant la phase de propulsion elle est oblique vers l'avant, elle assure la progression du corps. (VANDERVAEL [68], SAUNDERS [61].

Lorsque le pied se sépare du sol il vient ainsi imprimer ce mouvement de propulsion qui permet au centre de gravité de se déplacer jusqu'à la verticale du pied

portant ; mais alors la jambe continuant à décrire son arc de cercle entraînerait la chute vers l'avant si le membre oscillant ne venait amorcer le temps de freinage suivant. « La marche — a pu dire STEINDLER — est une suite de catastrophes évitées de justesse. »

Les phénomènes mis en jeu pendant la phase de propulsion sont difficiles à analyser. Mais on s'accorde pour admettre que le fémur agissant de bas en haut et d'arrière en avant, à la manière de l'arbre d'une « hélice de bateau » (CAPENER) projette vers l'avant le centre de gravité en transmettant sa force par l'intermédiaire de l'acétabulum [16].

Le fémur est alors en extension, appliqué contre l'arrière-fond du cotyle par la tension de la capsule dans sa position de verrouillage (WAMSLEY).

Les rotateurs internes de la hanche, le faisceau antérieur du moyen fessier, le tenseur du fascia lata et pour une partie de ces faisceaux le grand adducteur, aidés par certains des rotateurs externes, et par le psoas, l'ensemble de ces muscles prennent appui sur le membre fixe, entraînent une rotation et une projection antérieure du bassin, amènent le côté opposé vers l'avant ce qui permet d'enchaîner le pas suivant. (HOLLINSHEAD) [29].

C'est là une des caractéristiques essentielles de la propulsion.

B. - LES MOUVEMENTS ÉLÉMENTAIRES DU BASSIN PENDANT LA MARCHE

Analyser les mouvements du bassin pendant la marche c'est en quelque sorte étudier la résultante des mouvements élémentaires effectués pendant la marche au niveau des articulations du pied et du genou et transmise au bassin.

Mais c'est aussi envisager les mouvements effectués par le bassin pour tendre à sauvegarder l'équilibre constamment compromis par les forces de propulsion et de freinage que transmettent les deux fémurs.

Pour concevoir l'ensemble de ces mouvements il faut imaginer le bassin comme le support du centre de gravité ; il faut considérer ensuite que ce bassin au cours de la marche est alternativement en équilibre instable sur l'un puis sur l'autre des deux membres inférieurs.

Or, au cours du pas la tête fémorale décrit une courbe dont le sommet correspond au début du temps de propulsion et qui est en somme un arc de cercle aplati par la flexion du genou. Le bassin repose par l'intermédiaire du cotyle, sur la tête fémorale.

a) Il a d'abord tendance à basculer du côté non appuyé.

b) Par suite de la projection en avant du membre oscillant, il tourne du côté appuyé.

c) Par suite de la position variable du centre de gravité et du rétablissement de l'équilibre par l'appui fémoral, le bassin oscille dans le sens sagittal.

La bascule du bassin :

La bascule du bassin est due au fait que l'appui du bassin est latéral. Cette bascule a pour conséquence de régulariser la courbe que décrit le centre de gravité par rapport à celle que décrit la tête fémorale. De cette manière le centre de gravité ne parvient jamais aussi haut qu'il ne se présenterait si le bassin n'était pas basculé lorsque la tête est à son apogée. (VANDERVAEL).

L'effet sur l'économie de l'énergie nécessaire à la marche est évident. (SAUNDERS, INMAN).

La bascule du bassin est rendue possible par la flexion du genou et de la hanche du membre oscillant; une ankylose du genou ou de la hanche doit être nécessairement accompagnée de raccourcissement pour éviter la démarche en fauchant. La bascule du bassin est constante, normalement elle est de l'ordre de 5°. La bascule du bassin est limitée par les abducteurs du membre inférieur : moyen fessier, tenseur du fascia lata. Ces deux muscles ont un rôle dans l'équilibre du bassin.

La bascule du bassin n'est pas progressive lors du déroulement du pas. La bascule du bassin se produit dès que le pied postérieur quitte le sol et que le temps de propulsion est terminé ; le bassin s'incline, puis sous l'influence du moyen fessier, de plus en plus actif, au fur et à mesure que le bassin tourne du côté opposé il se redresse et la bascule est au minimum au moment du passage du côté appuyé à la verticale (VANDERVAEL). L'insuffisance de ces muscles qui équilibrent le bassin entraîne le signe de Trendelenburg. Ce déséquilibre ou plutôt une insuffisance musculaire qui permet une exagération de la bascule du bassin est visible à l'arrêt, en appui monopodique, comme à la marche.

La rotation du bassin suivant un axe vertical :

Dans la marche normale, le bassin tourne alternativement vers la droite et vers la gauche. Cette rotation de chaque côté, est de 4° environ ce qui, rapporté au pôle supérieur d'une tête fémorale, représente une amplitude totale de 8°. Le bassin « suit » en effet la jambe oscillante ; tout se passe comme si lors du temps de propulsion la force transmise par le pied postérieur amorçait la rotation en même temps qu'elle détermine le déplacement en avant et comme si l'oscillation du membre postérieur entraînait par effet d'énergie cinétique la fin de la rotation.

La rotation est évidemment aidée par la contraction des muscles rotateurs internes petit fessier et fibres antérieures du moyen fessier. Nombreux sont les auteurs qui ont fait remarquer que cette rotation du bassin entraînait une rotation interne relative de la hanche appuyée ; elle est maximum lors de la fin du temps d'appui au moment où la cuisse est en extension ; « ce n'est pas le fémur qui se met en rotation interne sur le bassin ; c'est le bassin qui pivote sur le fémur immobile » (BOUILLET) [13].

Cette rotation, qui s'effectue pendant la phase d'appui, est considérée comme peu importante. Les auteurs qui se penchent spécialement sur l'étude des rapports réciproques de la tête fémorale et du cotyle, pendant la marche, accordent surtout de l'importance à la profondeur du cotyle d'une part, à l'antéversion d'autre part, à la variation possible de la direction et de l'orientation du cotyle par ailleurs (BERTRAND) [9].

La limitation de cette oscillation horizontale du bassin entraîne un raccourcissement du pas, mais aussi une réduction de la surface portante de la tête et donc une surcharge articulaire (cf Schéma 4 B, p. 41[1]).

Translation du bassin :

A chaque pas le centre de gravité tend à se placer le plus près possible de la verticale du polygone de sustentation ; il est alternativement propulsé par le membre qui va devenir oscillant vers le côté appuyé, il s'ensuit une translation latérale du bassin. Cette translation latérale vers le côté appuyé est d'amplitude variable ; habituellement elle est de l'ordre de 4,5 cm (SAUNDERS) [61].

C'est le valgus physiologique de la jambe qui ajouté à l'adduction relative de la hanche, par bascule du bassin, permet au centre de gravité de se projeter à la ver-

ticale de la surface de sustentation représentée par le pied portant, avec cependant un déplacement latéral du bassin d'amplitude minimum.

La translation latérale entraîne une oscillation qui se fait par rapport à une position moyenne occupée pendant le double appui, le bassin oscille par rapport à cette position moyenne d'un mouvement de va-et-vient qui débute et finit avec le temps d'appui monopodique.

Oscillation du bassin dans le plan sagittal :

Ce mouvement peut être défini par l'élévation de l'épine iliaque antéro-supérieure.

C'est un mouvement d'amplitude variable qui n'existe d'ailleurs pas chez tous les sujets mais qui est, mécaniquement, extrêmement rentable.

*
* *

Certains des phénomènes qui se déroulent au cours de la marche ont pour résultat une économie d'énergie : la flexion du genou diminue l'ascension rythmique du centre de gravité ; la rotation du bassin permet au centre de gravité de moins s'abaisser à la phase du double appui.

La flexion du genou et la rotation du bassin conjuguent sur ce point leurs effets pour permettre au centre de gravité de diminuer l'amplitude de ses oscillations dans le sens vertical.

Ces mouvements élémentaires du bassin ont évidemment leurs répercussions sur la position relative du fémur et de la cavité cotyloïdienne. Au moment du temps d'appui, la hanche, qui est d'abord en rotation externe relative tend à se placer en rotation interne, le bassin pivotant sur la tête fémorale ; nous avons vu l'amplitude de ce mouvement.

La hanche par ailleurs, tend à se placer en adduction, tant par la bascule du bassin que par la translation latérale. Il est à remarquer que lorsque la translation latérale est maximum la bascule est minimum (passage à la verticale du pied).

Ces deux mouvements sont évidemment combinés à la flexion extension qui accompagne le déroulement du pas.

Ces mouvements élémentaires de grande amplitude ont donc une répercussion sur les rapports céphalo-cotyloïdiens. Mais avant de les préciser, il faut déterminer la manière dont ces rapports s'effectuent et rappeler d'abord leur place anatomique, c'est l'objet de notre deuxième chapitre.

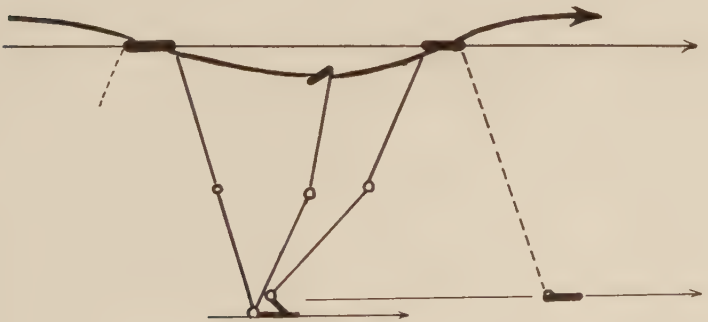


Schéma n° 1

Les temps de freinage et de propulsion
Noter que le déplacement latéral du bassin, figuré par la courbe, est maximum lors du passage à la verticale du pied portant

CHAPITRE II

LES NOTIONS D'ANTEVERSION ET DE CENTRAGE CEPHALO - COTYLOIDIENS

La manière dont la tête fémorale se présente dans le cotyle et s'applique contre son pourtour cartilagineux, dépend des mouvements et déplacements élémentaires qu'effectue la coxo-fémorale durant la marche et dont nous venons de voir l'essentiel.

Mais si nous voulons centrer notre étude sur l'emboîtement articulaire et ses variations pour entrevoir quel peut être et quelle doit être l'étroitesse des rapports céphalo-cotyloïdiens et quelle doit être la précision du centrage de la tête fémorale, il faut reprendre en partant des données anatomiques, l'ensemble des facteurs qui conditionnent les directions réciproques du cotyle et de la tête fémorale.

Pour des raisons de développement embryologique et de croissance déjà évoquées, c'est la direction du col fémoral qui est primordiale.

On peut admettre que l'orientation du cotyle, sa forme, même ses déformations, dépendent de la direction du col (Sommerville, Virenque).

Sans négliger l'étude de la surface cotyloïdienne, il convient de toute façon d'essayer de déterminer la direction du col et ses conséquences.

Mais cette étude ne doit pas rester statique, il faut envisager l'influence des mouvements élémentaires de la coxo-fémorale sur la direction du col dans l'espace ; il convient ainsi d'étudier le centrage de la tête fémorale dans les conditions physiologiques, c'est-à-dire que l'on doit savoir de quelle manière il est réalisé au cours des mouvements et en particulier pendant la marche.

Nous allons donc envisager successivement au cours de ce deuxième chapitre consacré à l'antéversion et ses effets :

1) l'antéversion du col fémoral ; l'effet NETTER ; l'antéversion fonctionnelle.

2) le centrage de la tête fémorale ; le rôle de l'orientation du cotyle.

3) la stabilité céphalo-cotyloïdienne.

I. - LA NOTION D'ANTÉVERSION DU COL FÉMORAL

(l'effet Netter et l'antéversion fonctionnelle)

a) *Définition :*

La position du col fémoral par rapport à la diaphyse est définie par les notions d'inclinaison et de déclination.

L'angle de déclinaison est encore appelé angle d'antéversion.

L'antéversion mesure la torsion de l'extrémité supérieure du fémur par rapport à l'épiphyse inférieure, il s'agit bien là d'un mouvement de torsion fémorale plus

ou moins accentué et non pas de la simple variation d'un processus d'implantation du col sur la diaphyse. Il est donc préférable de parler d'antétorsion (Thèse SALLES).

En demandant à la phylogénie comme à l'embryologie l'explication de cette antétorsion, on est amené à conclure qu'il s'agit-là d'une adaptation à la position érigée que la déflexion embryologique des membres inférieurs reproduit.

Dans la fixation de l'antéversion du col à sa position définitive chez l'adulte, la valeur de l'antéversion à la naissance, les muscles, et spécialement le moyen fessier, la capsule articulaire enfin jouent chacun leur rôle et c'est durant l'enfance que l'antéversion fémorale diminue progressivement pour atteindre chez l'adulte son chiffre normal, voisin de 12°.

Dans le domaine pathologique, les désordres entraînés par l'antétorsion exagérée aboutissent à la luxation dite congénitale de la hanche ou bien à plus ou moins longue échéance, à la coxa-plaña (Thèse E. SOREL) ou encore plus tard à la coxarthrose.

b) *Rôle et signification de l'antéversion :*

L'antéversion fémorale joue une rôle certain dans l'équilibration du col; à priori, ce rôle n'est pas essentiel, cependant, lorsque l'équilibre du corps est troublé, des phénomènes compensatoires apparaissent qui vont jusqu'à une lordose et une bascule sagittale du bassin.

Dans la station debout, les conditions idéales de l'équilibre ont été définies par HUC. La colonne vertébrale et le bassin doivent occuper une position bien définie par rapport à la verticale passant par le tragus.

Le centre de gravité se trouve en arrière de cette ligne ; la coxo-fémorale doit donc être légèrement en avant, d'où la nécessité de l'antéversion.

L'importance de l'antéversion fémorale dans l'équilibre, non seulement statique mais dynamique de la hanche, importance longtemps pressentie, n'est apparue clairement aux orthopédistes que de façon assez récente.

Le Damany le premier a considéré l'antéversion supérieure à 60° comme pathologique et responsable de la luxation congénitale.

Badgely suivi par d'autres comme Virenque, Pasquié et Salanova rendent une antéversion anormale entièrement responsable des lésions de la luxation congénitale de la hanche.

L'antéversion fémorale est un caractère propre à l'homme elle est le résultat de l'adaptation à la position debout, elle varie selon l'âge allant en diminuant de la naissance à l'âge adulte passant ainsi d'une valeur de 30 à 10° environ.

D'après Martin [40] l'antéversion varie avec les races et l'évolution [in 43].

Degrés	*Races*	
14°4	Chez les Français contemporains	
21°	Chez les Egyptiens	
39°7	Chez les Maoris	

Degrés	*Races*	*Auteurs*
35°	Chez l'homme de Cro-Magnon	(Bello)
9°5	Chez l'homme du Néandertal	(Klaatsch)
13°7	Chez le Français du Moyen Age	(Bello)
12°8	Chez le Gaulois	(Bello)
18°5	Chez le Français du Néolithique	(Bello)

On serait tenté de penser qu'une musculature, une fonction ou une position de la hanche légèrement différente entraîne une modification sensible de l'antéversion. Si l'on s'en tient à un raisonnement mécanique, une augmentation de l'antéversion de quelques degrés, est suivie d'une répercussion importante défavorable sur la mécanique de la hanche. Cela tient à ce que l'antéversion, joue un rôle dans l'équilibre de la hanche envisagée dans chacun des plans : frontal, sagittal et horizontal.

En clinique, l'orientation du col est mesurée avec exactitude. Nombreuses sont les méthodes qui ont été proposées. Les unes fournissent l'antéversion d'une manière empirique et approximative mais rapide ; voici par exemple le procédé de NETTER :

« L'enfant est couché sur la table, la jambe pendante à la verticale. La jambe est alors portée en dehors, le trochanter décrit un arc de cercle, soulève une saillie qui est maximum lorsque le col est horizontal ; alors l'angle que fait la jambe avec la verticale est égal à l'angle d'antéversion ».

De nombreuses méthodes mathématiques conduisent à la mesure beaucoup plus précise de l'antéversion ; elles utilisent deux incidences radiologiques pour en déduire la valeur réelle de l'antéversion.

La méthode la plus employée est celle de DUNLAP, reprise par de nombreux auteurs.

Un premier cliché antéro-postérieur est pris en rotation indifférente.

Un deuxième cliché est pris, la cuisse étant à 90° flexion et 30° d'adduction, la rotation étant indifférente.

Les angles d'inclinaison et de déclinaison projetés permettent de calculer l'antéversion anatomique.

Les méthodes mathématiques sont en fait peu pratiques, en raison du soin qu'il faut apporter à la prise des clichés. Les causes d'erreurs débordent le temps radiologique, elles sont nombreuses dans ces méthodes et entachent d'une manière importante la précision que l'on attend d'elles.

En pratique, on a souvent recours à une méthode radiologique empirique :

Un cliché est pris en rotation indifférente montrant le petit trochanter ; un autre en forte rotation interne ; l'image du petit trochanter et la coxa-valga apparente doivent s'effacer s'il n'y a pas antéversion. (Pasquier).

L'antéversion dont il vient d'être question est définie par rapport à la diaphyse, l'antéversion est l'angle formé par le col avec le plan diacondylien, mais si l'on veut étudier les rapports entre la tête fémorale et le cotyle, il convient de définir la direction du col non pas par rapport au plan diacondylien mais par rapport à un plan arbitraire peut être, mais qui puisse également servir de référence à la direction cotyloïdienne, c'est-à-dire par rapport au plan frontal.

D'ailleurs lorsque nous étudierons plus loin les conditions mécaniques et dynamiques de l'antéversion nous verrons bien que ce qui intervient c'est la direction du col par rapport aux autres éléments osseux et musculaires dans l'articulation de la hanche, c'est-à-dire la position du col dans l'espace et non pas sa seule direction par rapport au fémur.

Mais si l'on veut considérer la position du col par rapport à un plan de référence indépendant du fémur, il faut étudier ce que devient la direction du col fémoral lors des mouvements physiologiques du fémur par rapport au plan frontal, et rappeler aussi que certains ont attiré l'attention sur l'intérêt qu'il y aurait à considérer

la direction du col par rapport à la position du centre de gravité. Nous envisagerons ainsi les remarques exprimées par NETTER d'une part et par CASTAING de l'autre

c) *L'effet « Netter »*

On pourrait appeler ainsi la modification de la position réelle dans l'espace du col fémoral lors des mouvements de la hanche. Ces modifications ont été pour la première fois soulignées par NETTER. [46].

Il s'agit d'ailleurs en fait d'étudier les modifications de cette position du col lors des mouvements de flexion-extension reconnaissant pour axe une droite transversale passant par le centre de la tête fémorale. Cette variation est donc étudiée de manière théorique.

Dans un premier ordre d'idées il a été établi par NETTER que lorsque le fémur effectue un mouvement de rotation autour d'un axe transversal passant par la tête (mouvement de flexion-extension pur) l'angle que fait le col par rapport au plan frontal varie ; ceci en raison du fait, en somme, que l'axe du col se comporte comme la génératrice d'un cône, qui reconnaîtrait pour axe précisément l'axe transversal de rotation de la hanche.

NETTER appelle antéversion « relative » l'angle entre le col et le plan frontal, angle mesuré bien entendu dans un plan frontal.

Dès lors, en prenant pour exemple une hanche normale, caractérisée par une antéversion habituelle de 10°, on peut dire que l'angle d'antéversion relative diminue avec la flexion et augmente avec l'extension de telle manière que, comme il l'a établi, par une relation mathématique, la tangente de l'angle d'antéversion relative soit proportionnelle au sinus de l'angle de flexion (Schéma 3).

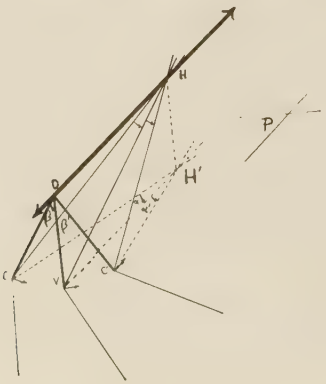
$$\operatorname{tg} \alpha = \operatorname{tg} \alpha' \frac{\sin \beta}{\sin \beta'}$$

Buchet a repris cette considération et fait remarquer : qu'avec la flexion, l'antéversion du col par rapport au plan frontal s'annule, et que l'on arrive même à un certain degré de rétroversion. Dans l'extension, au contraire, l'antéversion relative s'exagère, reproduisant alors les conditions mécaniques de l'insuffisance du recouvrement cotyloïdien. (Schéma n° 2).

EXTENSION
Antéversion fonctionnelle importante

FLEXION
Antéversion fonctionnelle nulle ou négative

Une coxa-valga exagère cet effet, une coxa-vara le diminue, il suffit pour s'en convaincre de se rapporter au tableau ci-contre



(Schéma n° 3).

Ce schéma imité de NETTER représente trois positions successives occupées par l'extrémité supérieure du fémur lors de la rotation soit C, V et C' L'axe transversal de rotation est représenté par l'horizontale OH. Les droites CH, VH, C'H, représentent trois positions successives du col fémoral.

Les projections sur plan horizontal du col fémoral donnent les droites CH', VH', C'H', qui font avec le plan frontal un angle qui représente précisément l'angle d'antéversion fonctionnelle : celui que fait le col avec le plan frontal.

La position V peut être choisie de manière à ce que l'implantation du col (V) soit à la verticale de O = l'angle formé par le col avec le plan frontal est alors nul.

En comparant les positions C et C' par rapport à la position V, et les projections horizontales du col (CH' et C'H') par rapport à VH' il est facile de voir que la flexion du fémur diminue l'angle d'antéversion fonctionnelle au point d'entraîner une rétroversion fonctionnelle, et que par contre l'extension l'augmente.

Les différentes valeurs de l'angle formé par le col fémoral sur le plan frontal, en fonction de la flexion de la hanche, l'axe de rotation étant supposé horizontal, peuvent être calculés, trigonométriquement.

Nous empruntons à NETTER quelques valeurs à titre d'exemple et dans le tableau suivant nous donnons les valeurs de l'angle dont il faut fléchir le fémur pour obtenir en fonction de valeurs différentes des angles d'inclinaison et de déclinaison, une valeur de 12°5 pour l'antéversion fonctionnelle.

		Angles de déclinaison		
		15	30	45
Angles d'inclinaison	120	5	26	41
	135	3	17	28
	150	2	10	17
	165	1	4	9

Théoriquement donc à l'attaque du pas, l'antéversion relative ou fonctionnelle est nulle, car une flexion de 25° environ corrige une antéversion de l'ordre de 20° ; lorsque l'antéversion est de 10° une rétro-version fonctionnelle de 12° est atteinte d'après NETTER.

Donc, les rotateurs internes et les abducteurs ont leur maximum d'effet.

L'antéversion relative au contraire, est augmentée à la phase de propulsion, ce qui favoriserait la bascule du bassin à la fin du pas.

Tout ceci évidemment suppose que le mouvement de flexion extension s'est effectué autour d'un axe transversal et horizontal passant par la tête fémorale. Il faut remarquer qu'il est impossible que la modification de l'antéversion relative ou fonctionnelle par effet « NETTER », ait la même conséquence sur l'incongruence articulaire qu'une modification de même valeur de l'antéversion relative apportée par rotation externe ou antétorsion exagérée vraie.

Dans le premier cas, en effet, le segment de sphère tourne autour d'un axe horizontal dans le cotyle : les rapports sont inchangés par rapport au toit.

Dans le deuxième cas, la tête tourne autour d'un axe vertical et découvre sa portion antérieure, la soustrayant aux pressions (Schéma 4).

La surface portante n'est modifiée dans ce système à rotule que constitue la coxo-fémorale que lorsque l'axe céphalique est modifié par rapport à l'axe cotyloïdien.

D'ailleurs, en fait, toujours théoriquement, portée par une rotation autour d'un axe vertical, la surface portante soit diminuée, il est nécessaire que la rotation soit très importante.

Le segment de sphère antérieur se découvrant, laisse en quelque sorte, place à un segment postérieur qui roule vers l'avant et se loge dans le cotyle. La rotation, nous le verrons plus loin, agit en modifiant d'abord la congruence, ensuite la stabilité articulaire.

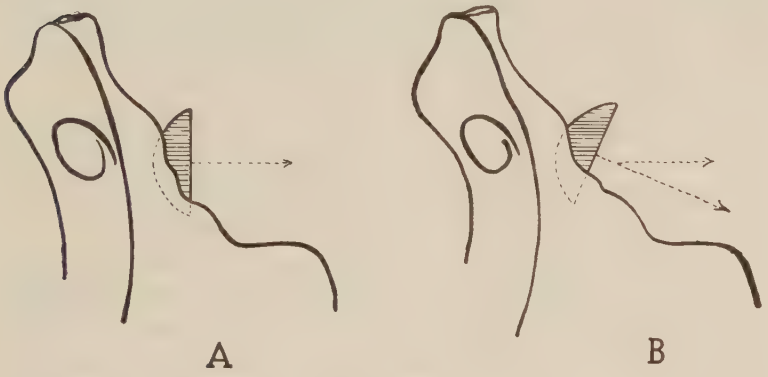


Schéma 4

A
Rotation
autour d'un axe horizontal

B
Rotation
autour d'un axe vertical

d) *L'antéversion fonctionnelle* (CASTAING)

La notion d'antéversion fonctionnelle de CASTAING définie comme l'angle d'un plan vertical cervico-céphalique, d'une part, et d'un deuxième plan vertical passant par le centre de gravité et le centre de la tête fémorale, souligne l'importance du montage mécanique particulier que constitue l'articulation de la hanche.

Cette définition qui considère, le même élément par rapport à des plans de références différents, revient à effectuer par rapport à l'une des définitions précédentes de l'antéversion, un simple changement d'axe de coordonnées. Ce qu'il est par contre permis d'entrevoir grâce

à cette définition, c'est l'effet produit par les forces de freinage ou de propulsion, transmises par l'intermédiaire du cotyle sur le système constitué par le corps en mouvement. Opposée à cet ensemble, la force d'inertie qui se transmet suivant un axe passant par le centre de gravité mobile et par le cotyle fixe ; la manière dont ces deux forces s'opposent est sans doute un champ de recherches pour la compréhension des phénomènes énergétiques mis en jeu lors de la locomotion.

II. - Le centrage de la tête fémorale

le rôle de l'orientation du cotyle

En regard de la tête fémorale se trouve le cotyle, agrandi du bourrelet glénoïdien ; mais du point de vue théorique l'orientation du cotyle est mal connue. Ses variations possibles sont mal définies. Dans son ensemble il regarde, en dehors, en bas et en avant.

Le recouvrement de la tête par le cotyle est apprécié d'abord sur un cliché de face. Dans le plan frontal on le mesure par l'angle de Wiberg appréciant la largeur de la surface cotyloïdienne qui est en contact avec la tête fémorale.

Mais le cotyle exagérément tourné vers l'avant peut fort bien coiffer le pôle supérieur de la tête tout en laissant sans appui sa partie antéro-supérieure qui transmet la force de propulsion.

La ligne de force fémorale, lors de la déflexion de la cuisse croise le toit du cotyle en un point qui se déplace vers l'avant. Castaing s'est penché sur l'étude radiologique de l'insuffisance antéro-supérieure du cotyle. Les incidences auxquelles il fait appel (Castaing et coll) [18] sont délicates, mais l'avancée du toit par rapport à la tête fémorale peut être rendue visible sur les clichés. Les

notions d'orientation et d'étendue de la surface cotyloïdienne échappent néanmoins à la mesure précise.

Au cours de la marche, la direction du plan cotyloïdien varie assez peu, nous l'avons vu. La rotation du bassin reconnaît pour centre la tête fémorale. Le cotyle se déplace donc très peu sur la calotte supérieure de la tête fémorale. Il en est de même pour la bascule.

Un autre élément intervient dans la manière dont la tête fémorale peut venir s'articuler dans l'acétabulum : cet élément est souligné par Huc qui lui accorde une très grande valeur [30] ; il s'agit de la profondeur du cotyle. Huc lorsqu'il parle de profondeur de cotyle envisage les hanches, siège de luxation congénitale et considère qu'une hanche subluxée ne possède toujours pas un cotyle assez profond pour pouvoir recevoir la tête fémorale si on voulait par un geste thérapeutique la remettre en place.

La modification de l'U radiologique permet de prévoir la chose. Huc voit ici la frontière entre les malformations acétabulaires que peut corriger un bon centrage, obtenu par manœuvres thérapeutiques et celles contre lesquelles la tête fémorale correctement remise en place se heurtera, en raison du fait que le cotyle ne saurait plus recevoir la sphère fémorale.

Etant donné que nous voulons préciser la notion de centrage de la tête fémorale et son importance nous supposerons que nous raisonnons sur une hanche pour laquelle ce centrage est réalisé, ou réalisable ; le cotyle sera donc supposé suffisamment profond. Le centrage, nous allons le voir, n'est pas anatomiquement réalisé pour autant.

Il importe de soulever d'abord un problème de terminologie.

Il semble bien qu'il soit nécessaire de donner à ce terme de centrage un sens bien précis que l'usage paraît lui avoir conféré.

Il est nécessaire et suffisant pour qu'il y ait centrage correct, que le centre géométrique de la cavité cotyloïdienne et le centre de la tête fémorale coïncident. La moindre sub-luxation détruit le centrage.

Cela définit en quelque sorte le centrage géométrique. Il est à remarquer que la rotation interne ou externe de la hanche, comme l'antéversion rigoureusement isolée sans déformation céphalique ou cotyloïdienne ne le modifient pas. (Schéma 4).

Mais il est une autre idée exprimée par de nombreux auteurs et qui sous-entend une notion que l'on pourrait désigner sous le nom de centrage mécanique.

On pourrait considérer que le centrage mécanique est défini par la coïncidence des axes mécaniques du cotyle d'une part et de l'extrémité supérieure du fémur d'autre part.

On exprime le plus souvent cette idée en disant que la tête fémorale recherche un appui, non seulement supérieur mais aussi antérieur et ceci d'autant plus que l'antéversion est élevée.

On peut préciser cette notion de centrage mécanique dans le plan frontal et horizontal.

Dans le plan frontal on voit le toit du cotyle presque horizontal, un peu oblique en dehors, posés sur le pôle supéro-interne de la tête fémorale. La force qu'il développe est légèrement oblique en dehors et dirigée en bas.

Il est opposé, mais de même direction que la force de réaction exercée par le col fémoral, réaction qui par

définition suit l'axe mécanique, axe qui emprunte, lorsque l'axe d'inclinaison est normal, le trajet des solides travées de l'éventail de sustentation (STEINDLER, INMANN).

L'axe mécanique du cotyle regarde également vers l'avant. Suivons-le sur un schéma représentant l'articulation vue de haut. (Schéma 5).

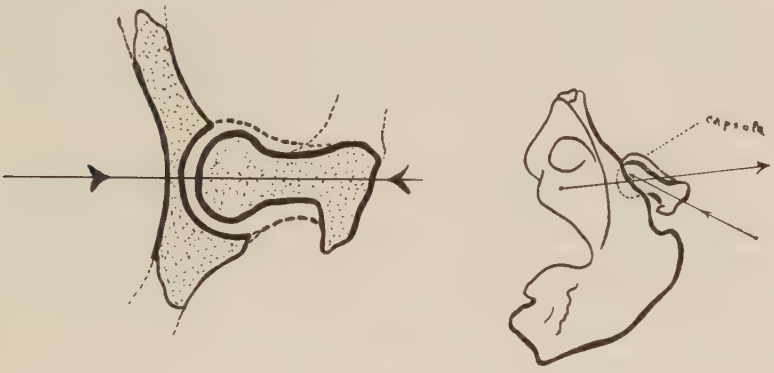


Schéma 5

A — Centrage mécanique normal

B — Centrage mécanique défectueux

Plaçons le fémur en légère flexion (début du pas). Compte tenu de l'effet NETTER, il apparaît que l'axe mécanique du fémur vient coïncider avec celui du cotyle (Schéma n° 2 et 5).

Sans vouloir anticiper sur ce que nous exprimerons plus loin, nous pouvons dire qu'à l'attaque du pas, le poids du corps contribue à appliquer étroitement la tête fémorale dans le cotyle sans développer de mouvement de torsion qui puisse rendre l'assemblage instable.

Si l'on envisage par contre, la disposition de l'articulation dans la station debout et immobile avec rotation indifférente des deux membres inférieurs, on constate au contraire que les axes mécaniques ne coïncident pas (Schéma n° 5, B).

Ce montage favorise, aux yeux de certains l'équilibre antéro-postérieur du corps, l'excentration de la coxo-fémorale par rapport à la ligne de gravité étant une condition de ce bon équilibre et réalisant un montage mécanique que l'on a comparé à celui des ressorts de certains landaux d'enfant.

La déflexion de la cuisse tend à rendre l'axe du fémur oblique, en haut et en avant ; on sait qu'à ce moment la rotation interne relative du bassin amène le cotyle à diriger la force qu'il transmet un peu moins en avant que pendant tout le reste du déroulement du pas.

La coïncidence de ces axes, ou d'un point de vue plus pratique, la façon pour le cotyle d'appuyer sur le fémur de manière que celui-ci puisse lui résister au mieux, conditionne évidemment la stabilité de l'assemblage coxo-fémoral, c'est ce que nous allons exprimer dans le prochain paragraphe.

III. — La stabilité céphalo-cotyloïdienne

Il paraît sans doute surprenant à priori, de soulever à propos d'une articulation aussi solide que la hanche un problème de stabilité.

L'importance des sollicitations auxquelles elle est soumise est proportionnelle à une solidité qui n'exclue pas une certaine déficience au moment de sa mise en fonction.

Des mouvements minimes peuvent se produire qui tendent à modifier l'emboîtement céphalo-cotyloïdien. La manière dont la tête est appuyée contre le cotyle, indépendamment de la force transmise, est conditionnée en partie par des faits anatomiques.

WAMSLEY a fait remarquer que dans l'extension, la tête tend à se bloquer dans le cotyle. C'est ce que l'on appelle le verrouillage de la hanche.

Par des études sur des pièces anatomiques prélevées sur des cadavres frais, WAMSLEY avait montré que la capsule articulaire de l'articulation coxo-fémorole était tendue dans l'extension, relâchée de la flexion ; c'est la disposition ligamentaire des fibres capsulaires qui explique qu'en extension, légère abduction et légère rotation interne, la capsule soit tendue [73].

En effet, l'ensemble des fibres des principaux ligaments de la hanche est placé de manière à présenter une disposition hélicoïdale lévogyre, lorsqu'on regarde le cotyle, de sorte que dans l'extension le col fémoral se visse littéralement et se bloque dans le cotyle par suite des résistances ligamentaires.

Mais si l'on considère maintenant la hanche pendant sa fonction, on constate qu'à chaque pas le cotyle se pose sur la tête fémorale qui lui résiste. A ce moment précis un jeu articulaire peut apparaître qui entache la congruence parfaite de l'articulation. La stabilité articulaire peut être plus ou moins bonne.

Par contre, si le centrage mécanique est satisfaisant l'axe du col est tel qu'il transmet intégralement la force de réaction fémorale qui soutient le poids du corps.

Dans le plan frontal il est bien rare qu'il existe une instabilité. Un cotyle normal s'oppose « normalement » à la direction de la réaction que le col fémoral est susceptible de transmettre et la tête de supporter.

Il faudrait une obliquité en dehors, très prononcée de l'appui cotyloïdien pour que la tête ait nettement tendance à glisser en haut et en dehors. D'ailleurs la

contraction oblique du moyen fessier assure une composante horizontale qui peut amener effectivement la tête contre le bassin (BUCHET).

Par contre, considérons une coupe ou bien une vue horizontale de la coxo-fémorale. L'axe mécanique du cotyle est dirigée vers l'avant ; l'axe mécanique du col également, lorsque la hanche est en rectitude et le col normalement antéversé.

La stabilité céphalo-cotyloïdienne est compromise.

En appuyant sur la tête fémorale le cotyle ne peut que tendre à provoquer un mouvement de rotation externe et une subluxation antérieure de la tête que l'on peut imaginer cherchant à s'énucléer par la partie antéro-supérieure de l'articulation, comme cela se produit dans la subluxation ou la luxation congénitale.

Pour rétablir la stabilité, la face antérieure de la capsule articulaire intervient en s'opposant à l'ouverture antérieure de l'angle cervico-cotyloïdien ; les abducteurs et rotateurs internes créent une composante horizontale qui tend à bloquer la tête vers l'intérieur.

Mais il est évident qu'une antéversion prononcée réalise les conditions optima d'instabilité céphalo-cotyloïdienne.

Il suffit pour se convaincre de ce fait de regarder le schéma n° 5 B) qui montre une articulation coxo-fémorale vue de haut avec une antéversion prononcée. Il est parfaitement évident qu'à chaque pas lors de l'établissement des forces, d'une part celles du moyen fessier, d'autre part celles supportées par la hanche, à chaque pas donc la stabilité ne peut être assurée que par la partie antérieure de la capsule articulaire qui est chargée de maintenir le contact entre la tête fémorale et la partie antérieure du cotyle. On devine aisément sur ce schéma comment et à quel point peuvent intervenir les muscles

rotateurs internes, leur rôle deviendra essentiel pour la stabilité, la congruence et la bonne répartition des pressions lors de la fonction de l'articulation de la hanche.

En somme, l'antéversion du col diminue la stabilité céphalo-cotyloïdienne parce qu'elle rapporte en arrière l'insertion du moyen fessier.

Il est évident qu'un manque de stabilité entraîné par l'antéversion, entraîne une augmentation anormale des pressions dans la partie antéro-supérieure du cotyle. Si théoriquement l'antéversion ne modifie pas le centrage d'une tête parfaite dans un cotyle parfait, au moins dans l'intervalle de certaines valeurs, la répartition des pressions n'en sera pas moins perturbée à la marche par instabilité de la tête fémorale. Un cotyle cartilagineux ne pourra que se déformer, le centrage lui-même, en fait, tendra rapidement à être déficient.

Il faudrait pour que l'antéversion soit bien supportée qu'un phénomène particulier vienne aider la stabilité de la tête dans le cotyle, et empêcher cette sorte de subluxation minima de la tête fémorale qui a tendance à se produire à chaque pas.

On se rappelle qu'au temps de freinage par effet NETTER, c'est-à dire en raison de la flexion de la cuisse, le col diminue l'angle qu'il forme avec le plan frontal ; c'est donc un phénomène qui augmente la stabilité.

Au temps de propulsion, au contraire, l'effet NETTER joue également mais en sens inverse, la stabilité se trouve diminuée. Lorsque l'antéversion atteint une certaine valeur dans l'extension, un véritable ressaut peut se produire par contact de la face postérieure du col et du rebord postérieur du cotyle. (LE DANAMY).

Il s'ensuit non seulement une instabilité, mais une nette incongruence articulaire.

Nous allons étudier d'une manière plus précise dans le chapitre prochain ce problème de la coïncidence des axes mécaniques et de la stabilité articulaire pendant la fonction. Nous allons voir qu'intervient un phénomène de rotation interne du fémur qui augmente directement la stabilité articulaire.

CHAPITRE III

L'ETUDE RADIO-CINEMATOGRAPHIQUE DE LA HANCHE

L'étude radio-cinématographique de la hanche pendant la marche nous a permis, comme nous allons le voir, de préciser ces notions de centrage et de stabilité articulaire.

Ce travail a été rendu possible tout d'abord grâce à la construction d'un appareil spécial dont nous devons la réalisation à la compréhension de M. le Doyen LAZORTHES qui a mis à notre disposition les crédits nécessaires, crédits qui ont été imputés sur le budget de la Faculté au titre de la recherche scientifique.

Nous tenons à remercier ici M. le Doyen pour l'intérêt et la confiance qu'il nous a ainsi témoignés.

La construction de cet appareil, un tapis roulant horizontal, portatif, de faibles dimensions, a été mené à bien dans les Ateliers toulousains de l'Union Technique et Mécanique.

Le Directeur, M. CAPUS a pris soin d'apporter à cette réalisation, bien particulière, toute l'attention qu'elle nécessitait.

Mais par ailleurs nous devons à la bienveillance de M. le Professeur agrégé PONS, Electro-Radiologiste en Chef des Hôpitaux, d'avoir pu bénéficier des possibilités offertes par les installations de radio-cinéma du Centre Hospitalier de Purpan.

Ainsi nous avons pû réaliser un film radio-cinématographique, dont nous allons exposer la réalisation et l'interprétation.

Nous envisagerons trois paragraphes :

1° La technique utilisée ;

2° Les résultats et leur interprétation ;

3° La définition de l'antéversion effective.

TECHNIQUE

Pour étudier d'une manière précise le problème de la stabilité coxo-fémorale et du centrage céphalique pendant la marche, nous avons cherché à rendre visibles les déplacements des éléments articulaires pendant la marche, dans des conditions aussi physiologiques que possible.

Nous avons eu recours à une technique radio-cinématographique.

Pour permettre à un appareil radio-cinématographique solidaire du sol et fixe de suivre les mouvements d'une hanche pendant la marche, il était nécessaire de recourir à un artifice : nous avons placé le marcheur sur un tapis roulant, devant le champ de l'appareil de radio-cinéma par rapport auquel le marcheur ne se déplace pas.

L'appareil de radio-cinéma se compose schématiquement d'un émetteur de Rayons X et d'un écran amplificateur de luminance, sur lequel vient apparaître l'image à

étudier. Cette image peut être recueillie par une caméra ou bien projetée sur un écran de télévision, ce qui permet de suivre le déroulement du phénomène. Devant l'émetteur de rayons X s'interpose une table qu'il était dans le modèle mis à notre disposition, impossible de déplacer par rapport à l'émetteur, et que l'on dresse verticalement pour la radiographie d'un sujet debout. C'est dans l'espace assez étroit compris entre la table verticale et l'écran, également vertical que doit être interposé le marcheur à radio-cinématographier, marcheur qu'il faut placer sur le tapis roulant.

Le tapis roulant utilisé a été spécialement conçu pour cet usage. Il devait être portatif et pouvoir être introduit aisément dans la salle d'examen.

La surface utile de tapis devait s'approcher le plus possible de la table verticale ; le montage du châssis a donc été spécialement étudié en fonction de cette caractéristique : il n'existe à l'avant aucune saillie qui dépasse le cylindre entraîneur (fig. 6 et 7).

Le tapis roulant mesure 1 m 20 de long, 80 cm de large. Deux cylindres le soustendent; l'un de ces deux cylindres est moteur. Le diamètre (15 cm) des cylindres a été choisi aussi petit que possible pour augmenter essentiellement à l'avant la surface utile du tapis roulant. Le cylindre chargé d'entraîner le tapis roulant est actionné par un moteur électrique d'un demi-cheval vapeur, utilisant un courant alternatif triphasé, de telle manière, qu'il ne possède aucun balai, ne dégage pas d'étincelle, et ne parasite donc pas l'écran amplificateur de luminance auquel est annexée la caméra ainsi que l'appareil de télévision.

Un variateur de vitesse est interposé entre l'arbre du moteur et le cylindre de sorte que la vitesse de déplace-

ment du tapis roulant est réglable ; la vitesse de 3 m/h environ est celle que nous avons utilisée au cours de notre expérimentation.

Le sujet est interposé entre la table et l'écran de télévision et l'écran amplificateur, il marche sur le tapis roulant, tourné vers la table. Il est absolument nécessaire de filmer une démarche aussi physiologique que possible : un certain temps est nécessaire à l'adaptation du marcheur. Mais passé le temps des premières hésitations on voit bientôt la démarche devenir physiologique ; le sujet a parfaitement conscience du moment à partir duquel il marche normalement ; il apprend en particulier, à allonger le pas malgré la gêne incontestable que représente le voisinage de la table et des divers appareils.

On procède alors à la prise de vue ; sous une seule incidence : de face.

Il importe sans doute de souligner que l'utilisation de l'amplificateur de brillance permet de réaliser l'examen en utilisant dose infime de rayons X. Le sujet ne reçoit donc qu'une zone minime de rayonnement très en deça du seuil dangereux.

La réalisation pratique de la prise de vue n'est pas simple : la translation latérale du bassin à chaque pas, conduit parfois la hanche à ne pas intercepter la totalité des rayons X et amène une partie du rayonnement à frapper directement l'écran amplificateur sans avoir traversé de parties molles ; il se produit alors un éblouissement qui a rendu inutilisable un grand nombre de nos films.

L'écran de télévision qui est annexé à la caméra et qui fonctionne simultanément permet cependant de lire et d'interpréter les déplacements même dans ces cas à la façon d'un examen radioscopique.

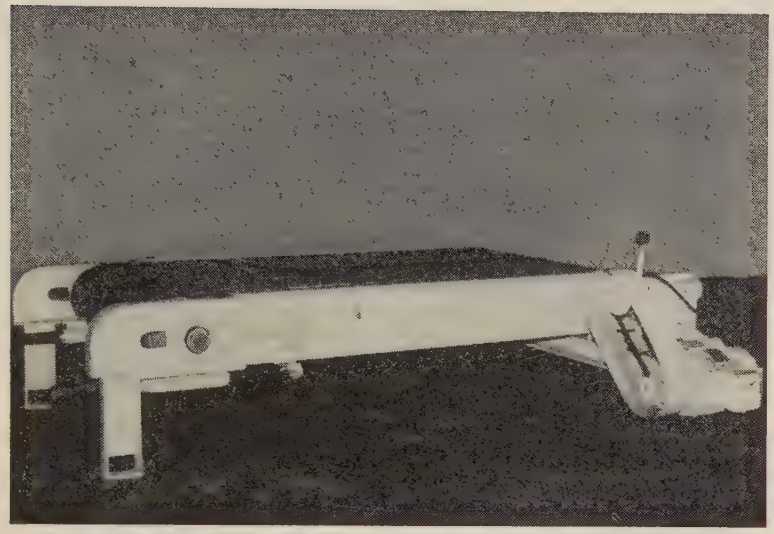


FIG. 1

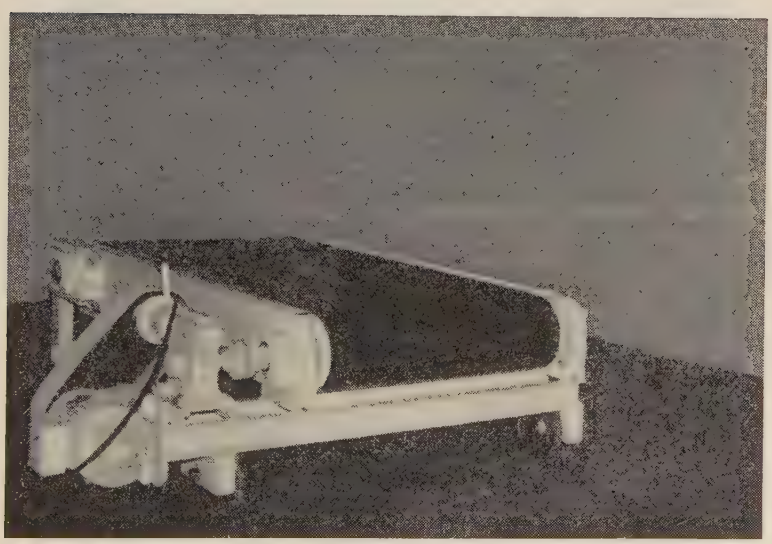


FIG. 2

FIG. 3

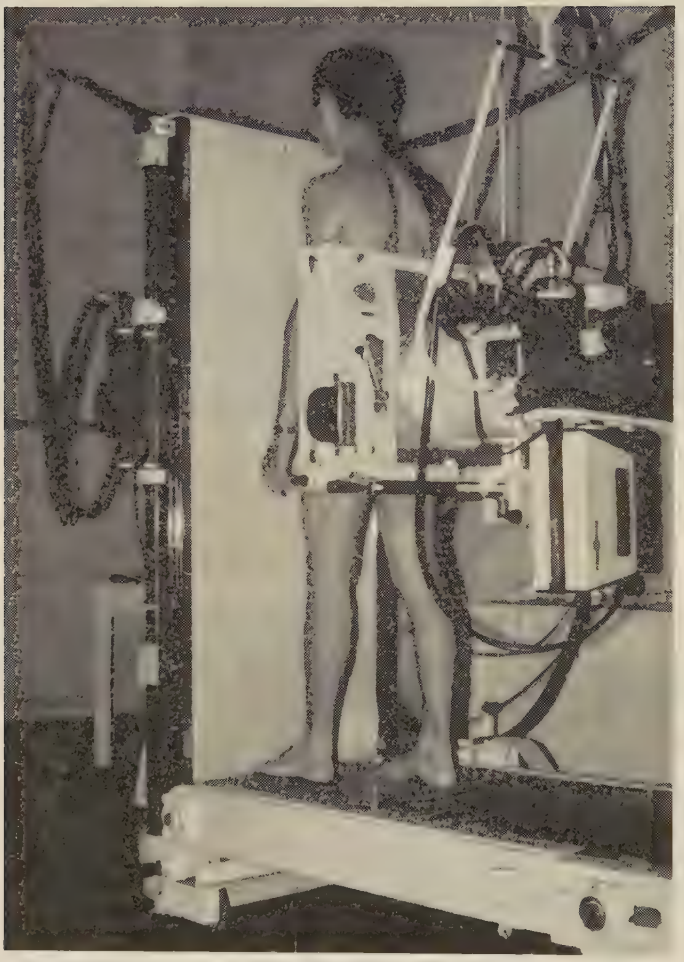


FIG. 1 et 2 : Le tapis roulant. A l'avant, aucune saillie ne dépasse le cylindre entraîneur.

FIG. 3 : L'appareillage complet. A gauche, derrière la table verticale, l'émetteur de R x.

Les résultats - leur interprétation

Nous avons réalisé un film en 16 mm, qui permet de retrouver visualisés, les mouvements qu'effectuent les pièces articulaires coxo-fémorales pendant la marche.

Dix sujets normaux ont été étudiés selon cette méthode dynamique. Il n'apparaît pas utile de dresser à propos de chacun de ces sujets normaux une observation spéciale. Les phénomènes que nous avons observés sont en effet superposables et décrits à propos de la hanche normale, en général.

Le film réalisé a fait l'objet d'une présentation devant la Société de Chirurgie de Toulouse, dans sa séance du 18 mars 1964.

Le film présenté comprenait une partie seulement des films réalisés en raison du caractère évidemment stéréotypé des mouvements qui se déroulent.

Nous avons essentiellement, à cette époque, attiré l'attention sur l'existence d'un mouvement de rotation interne axiale du fémur, mouvement qui se déroule lors de la phase d'appui de la marche. Nous avions déjà montré que ce mouvement se développait essentiellement lors du temps de propulsion ; nous allons avoir dans notre propos, l'occasion de souligner l'importance de ce mouvement et nous essayerons de dégager le rôle qu'il semble jouer.

Dans le développement qui va suivre nous voulons faire état des mouvements que nous voulons observer et de la description que nous avons cru pouvoir en dresser.

Nous pouvons noter lorsque le film se déroule deux ordres de phénomènes :

a) D'abord sont reproduits les mouvements classiques dont la hanche est le siège : ce sont essentiellement

la translation et la bascule latérale du bassin, c'est-à-dire deux mouvements dont nous avons déjà parlé et qui sont depuis longtemps décrits et étudiés par bien des méthodes. Le déroulement de ces phénomènes bien classiques, dont la synchronisation avec le pas nous est connue, nous a permis en quelque sorte de repérer sur le film les phases et les temps successifs de la marche.

Ainsi il nous a été possible de situer dans le temps et d'établir le synchronisme du deuxième groupe des phénomènes :

b) Les mouvements propres de la hanche sont en effet visibles : on peut à tous moments repérer les positions réciproques du fémur et du cotyle, et noter l'aspect de l'interligne articulaire, ainsi que ses modifications.

Nous étudierons le résultat de cette exploration radio-cinématographique sous trois rubriques :

1° Les mouvements élémentaires du bassin.

2° Les mouvements élémentaires du fémur.

3° L'aspect de l'interligne coxo-fémoral.

a) *Les mouvements élémentaires du bassin*

La bascule latérale du bassin :

Ce mouvement de bascule latérale est nettement retrouvé lors de l'étude radio-cinématographique. Cependant, contrairement à ce que l'on pourrait peut-être attendre il n'est pas le plus spectaculaire; la bascule est variable selon les sujets. Elle se produit au moment de la phase d'appui monopodique, il est difficile de dire à quel moment elle paraît être maximum, il semble que nous ayons pû cependant retrouver sur le film les données classiques qui disent qu'elle est maximum au début de la phase d'appui monopodique pour diminuer ensuite lors du passage à la verticale.

Elle est d'une amplitude variable, on peut considérer qu'en moyenne elle se situe autour de 5°, difficilement repérable lorsqu'on considère l'aile iliaque, elle devient évidente lorsqu'on regarde l'ischion, que l'on voit très nettement se rapprocher du fémur en raison, d'ailleurs de l'adduction combinée de celui-ci. La bascule latérale du bassin vers le côté non appuyé et l'adduction propre et indépendante du fémur, entraînent une nette adduction de la coxo-fémorale.

La translation latérale du bassin :

Ce mouvement est toujours d'amplitude extrêmement notable ; il est même un mouvement gênant pour l'observateur comme il l'a été d'ailleurs pour l'opérateur de radio-cinéma : l'image en effet a tendance à sortir du champ. Cependant c'est ce mouvement de translation qui, en raison de sa netteté, permet de repérer la phase d'appui monopodique sur l'écran.

Si l'on veut bien se rapporter au schéma n° 1, on voit que pendant la phase d'appui monopodique, le bassin, dès le début de cette phase, se déplace vers le côté appuyé ; il parvient au maximum de son déplacement latéral au passage de la hanche à la verticale du pied, revient alors vers la ligne médiane, qu'il rejoint au moment de la fin du temps de propulsion. En somme, le bassin oscille tantôt vers la droite, tantôt vers la gauche, de part et d'autre d'un axe de symétrie donné par la direction de déplacement.

Ce qui nous importe maintenant c'est la réciproque de cette proposition.

Nous suivons sur l'écran des oscillations de la hanche autour d'une position centrale d'équilibre ; la hanche oscille régulièrement et d'un mouvement d'amplitude égal, tantôt vers la droite tantôt vers la gauche d'une position centrale de symétrie.

Ce qui précède nous permet d'affirme que, lorsque nous observons un déplacement latéral du bassin, à partir de cette position médiane de symétrie de même que lorsque nous suivons le retour à cette position de symétrie qui fait suite, alors pendant toute la durée de ce déplacement latéral et du retour, nous sommes au temps d'appui monopodique ; le passage à la verticale, nous le savons, correspond à la position de déplacement latéral maximum de l'articulation, parfaitement repérable par conséquent sur l'écran.

Après avoir pris l'habitude du repérage de ce temps d'appui il est extrêmement simple d'observer les déplacements élémentaires du fémur.

b) *Les déplacements élémentaires du fémur*

Pendant la phase d'appui monopodique, et lors du déroulement de cette phase le fémur tourne d'un *mouvement* de rotation axiale interne qui débute au temps de freinage, parvient à son maximum peu de temps après le milieu du temps d'appui (passage à la verticale) pour atteindre son plein développement pendant les deux derniers tiers du temps de propulsion.

En somme, alors que pendant la première moitié de la phase d'appui monopodique le fémur apparaît comme étant en position indifférente, pendant la deuxième moitié de cette même phase d'appui, lors du temps de propulsion, le fémur se porte en rotation interne.

Ceci a été observé chez des sujets normaux, indemnes de toute malformation ou lésion des hanches, des genoux ou des tibio-tarsiennes. En particulier il n'existait pas chez ces sujets d'antétorsion fémorale. Leur bassin avait été vérifié radiologiquement pour pouvoir repérer aisément l'aspect que présentait le fémur lors de la position indifférente.

Ce mouvement de rotation interne du fémur est objectivé dans la majorité des cas par la disparition de l'image du petit trochanter qui se cache derrière le col fémoral ; par ailleurs, on peut essayer d'observer un aspect de rotation, mais plus difficilement appréciable, du grand trochanter ; celui-ci, sans doute donne très nettement l'impression de tourner sur lui-même d'un mouvement de rotation interne ; mais il est difficile d'en décrire une modification iconographique simple traduisant ce mouvement de rotation interne.

La disparition de l'image radiologique du petit trochanter qui est retrouvée la plupart du temps est parfois remplacée simplement par sa diminution d'importance ; ceci est lié alors à son volume qui peut être plus ou moins appréciable ou bien est lié au fait que l'implantation du petit trochanter est plus ou moins antérieure sur le fémur.

Lorsque sur un cliché en rotation indifférente, on découvre un petit trochanter, particulièrement volumineux et saillant, il ne faut pas s'attendre lors de l'épreuve radio-cinématographique à le voir se cacher entièrement derrière le bord interne du col au moment du temps de propulsion.

Nous avons complété ce point particulier de l'étude radio-cinématographique par une étude radiologique. Nous avons ainsi radiographié les hanches de 15 sujets normaux debout et dans trois positions reproduisant notamment, mais à l'arrêt, deux phases essentielles de la marche ainsi que l'appui bilatéral équilibré.

Nous avons numéroté les clichés de cette manière :

Position 1 : double appui, pied en avant, genou étendu (du côté de la hanch explorée).

Position 2 : double appui, pied en arrière, genou étendu.

Position 3 : appui bilatéral équilibré.

Dans les trois positions, le pied posé au sol, garde évidemment et cela strictement la même position antéro-postérieure.

Il est à remarquer que l'incidence n° 2 correspond au point de vue statique, à la position occupée par la hanche vers la fin du temps de propulsion juste avant que le talon ne quitte le sol.

Il est apparu, lors de l'examen radiologique de quinze sujets que le fémur amorce une rotation interne lors de l'appui bilatéral équilibré par rapport à la position 1 et que d'autre part, il a effectué nettement cette rotation interne lors de la position n° 2.

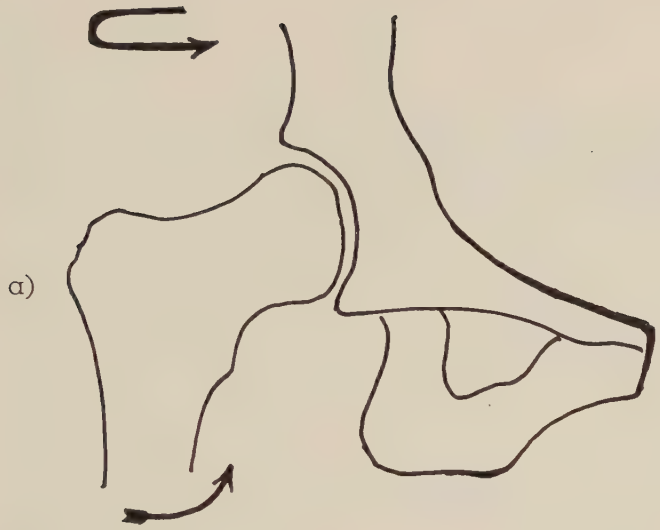
Cette deuxième technique n'est évidemment que purement statique. Elle nous a cependant servi de base pour l'étalonnage des images obtenues par l'étude radio-cinématographique.

La rotation fémorale observée lors de cette étude statique est en effet comparable, bien que d'amplitude nettement moindre à celle que l'on observe lors de la lecture du film radio-cinématographique.

Nous avons par ailleurs étalonné les images radiographiques fournies par les radiographies successives d'un fémur que nous faisions tourner d'un mouvement de rotation interne selon des angles déterminés. Ce mouvement de rotation interne a été combiné, comme il l'est dans la marche, à 20° de flexion et 15° d'extension environ.

Ceci a permis d'obtenir des images radiologiques parfaitement superposables à celles que nous donnait l'examen statique suivant les positions 1, 2, 3 précitées.

Nous avons été donc en mesure de conclure que, au cours de la marche le fémur tournait sur lui-même en dedans d'un angle de 15 à 20° environ.



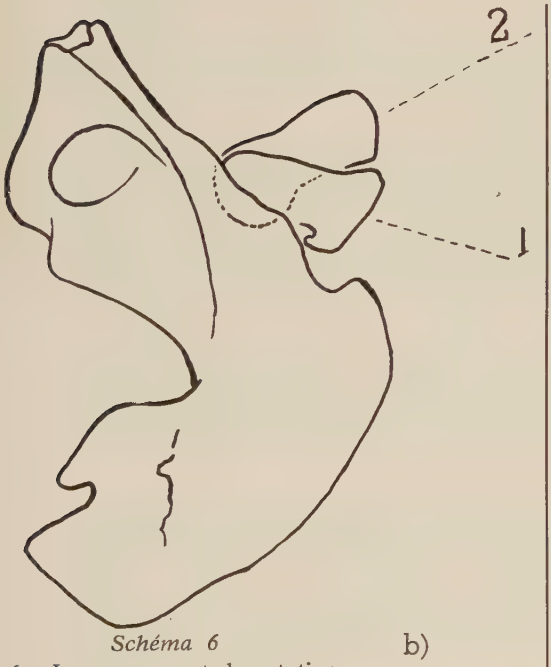


Schéma 6

6. - Le mouvement de rotation
xiale interne du fémur
) le sens de la rotation ;
) l'effet sur la direction du col:
en 2, l'antéversion effective.

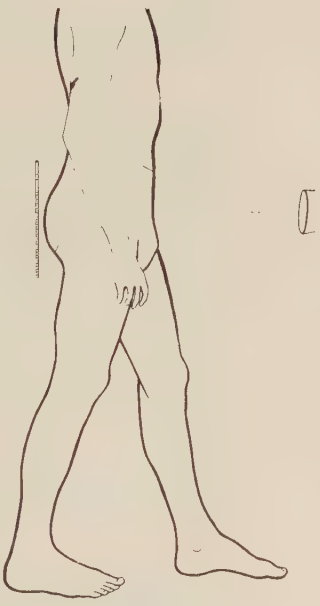


Schéma 7

7. - Incidence radiologique : position 2.

Ce mouvement de rotation interne s'effectue par rapport à un axe vertical passant par la tête fémorale c'est-à-dire qu'il s'effectue autour de l'axe mécanique du fémur : tête fémorale-codyle interne.

C'est la raison pour laquelle nous employons pour le désigner le terme de rotation axiale du fémur.

Mécanïsme du mouvement de rotation axiale

Que le mouvement de rotation axiale ait pour but de corriger au moment où cela est mécaniquement satisfaisant, l'antéversion du col, cela n'est sûrement pas douteux.

Mais plusieurs mécanismes peuvent être envisagés pour expliquer ce mouvement.

On peut être tenté d'en faire la traduction « du verrouillage » du genou, c'est-à-dire de ce mouvement de rotation externe du squelette jambier dans le dernier temps de l'extension : cette rotation externe de la jambe peut être remplacée, lorsque le pied est fixé au sol par une rotation interne du fémur.

Mais pendant le temps de propulsion, qui voit se dérouler la rotation interne maximum du fémur, le genou n'est pas en extension complète.

Par contre lors de la dorso-flexion du pied une rotation interne du squelette jambier se produit (Close).

Mais elle n'est pas complète dans la marche normale et n'explique pas dans son intensité la rotation interne fémorale.

C'est vraisemblablement aux muscles rotateurs qu'il faut venir demander l'explication du mouvement.

Lors de l'appui, il se produit déjà une rotation du bassin ce qui témoigne de l'hypotonie des rotateurs externes, et ainsi qu'une contraction des rotateurs internes, et spécialement du faisceau antérieur du moyen fessier.

C'est donc ce muscle dont on sait que sa composante rotatoire est autant moins forte que l'antéversion est élevée, qui joue probablement un rôle essentiel dans la genèse de la rotation fémorale. Les rotateurs internes pourraient donc être considérés comme prenant appui sur le bassin pour faire tourner le fémur en dedans, non pas l'inverse. Ceci n'excluant nullement la rotation supplémentaire du bassin.

On sait par ailleurs que le groupe musculaire de flexion possède une composante horizontale qui tend à donner une rotation externe [29].

Par contre, le groupe musculaire d'extension possède une composante qui tend à donner une rotation interne.

On conçoit dès lors que dans le temps de propulsion, les extenseurs de la cuisse contribuent à faire pivoter le fémur sur le plateau tibial.

Le mouvement de rotation interne est vraisemblablement lié à l'action rotatrice des groupes musculaires d'extension ajouté à celles des rotateurs internes véritables.

c) *Les modifications de l'interligne articulaire pendant la marche*

Un deuxième phénomène nous est apparu à la lecture du film.

C'est l'existence d'un mouvement de va-et-vient qu'effectue la tête fémorale à l'intérieur même de la cavité cotyloïdienne.

Lors de la phase d'appui et principalement au temps de propulsion, la tête se rapproche du cotyle, s'y encastre étroitement. L'interligne est alors parfaitement dessiné, parfaitement régulier, il n'apparaît aucun pincement polaire ou central. Lors de la phase oscillante, au contraire, la tête se libère et se sépare du cotyle, l'interligne augmente d'épaisseur mais ce qui frappe c'est qu'il perd sa régularité, les bords fémoral d'une part, cotyloïdien de l'autre, de cet interligne, perdent leur parallélisme et l'interligne coxo-fémoral semble bailler à son pôle supérieur et vers l'extérieur. Nous appelons cela le battement céphalo-cotyloïdien.

Les conséquences de ce phénomène sont à rechercher d'abord dans la biologie du cartilage. Le fait que le cartilage articulaire soit soumis alternativement à chaque pas, à une phase de pression et à une phase de repos est absolument évident. L'alternance des phases de mise sous contrainte et de repos est nécessaire à la vie normale du cartilage. Cette pression cartilagineuse ainsi établie de manière cyclique, permet la pénétration dans le cartilage, puis l'évacuation du liquide synovial qui intervient, on le sait, pour la plus grande part, semble-t-il, dans la nutrition du cartilage (Ingelmark). [31].

Les variations des dimensions de l'interligne articulaire traduisent nécessairement un mouvement de piston, qu'effectuerait la tête dans le cylindre capsulo-cotyloïdien, ce mouvement doit avoir son rôle dans la répartition, dans le brassage de la synovie à l'intérieur même de l'articulation.

Mais le fait que la tête fémorale puisse ne pas être en contact permanent avec le cotyle lors de la phase oscillante, laisse supposer qu'au début du temps d'appui il se produit un véritable heurt de la tête contre le cotyle

en d'autres termes il est sûrement fait appel, beaucoup plus qu'on ne pourrait le croire, aux qualités d'élasticité du cartilage articulaire.

La mise en tension, la mise sous contrainte du cartilage est par conséquent probablement brutale, ce qui ne peut que favoriser l'expression de la synovie des couches cartilagineuses, et par conséquent la circulation intra-cartilagineuse de la synovie.

Les contractions musculaires de la phase d'appui, la multiplication de la charge supportée par la hanche, et à la phase oscillante au contraire, l'inertie du membre inférieur, le relâchement musculaire sont des paramètres, qui paraissent jouer un rôle bien plus important que la simple tension ou le relâchement capsulaire dans le phénomène de blocage de la tête fémorale au fond du cotyle lors de certains mouvements.

Il nous a été impossible en effet de retrouver, au repos, ce phénomène de variations de l'interligne par des examens radiographiques des différentes positions du pas, prises par la hanche.

III. - La définition de l'antéversion effective ses conséquences

Si la déflexion, puis l'extension de la cuisse pendant la phase d'appui de la marche se produisait par un mouvement de rotation autour d'un axe strictement horizontal et transversal, passant par la tête fémorale, le recouvrement de la partie antéro-supérieure de la tête par un cotyle normal ne dépendrait que de quatre facteurs : l'antéversion anatomique du col — la bascule transversale du bassin — la rotation du bassin qui entraîne une rotation interne relative de la hanche — l'adduction du fémur secondaire à la translation latérale du bassin.

Mais en fait, la rotation axiale du fémur intervient : cette rotation entraîne une rotation interne véritable de l'articulation de la hanche. Elle est maximum pendant la phase de propulsion.

Il est bien évident que cette rotation axiale du fémur, s'ajoute à la rotation fémorale autour de l'axe transversal passant par la tête, et dont l'effet est la flexion-extension de la cuisse. Cette rotation axiale équivaut à une modification de l'angle que fait le col avec le plan frontal ; elle équivaut à une diminution pendant un certain temps, voire une disparition de l'antéversion anatomique véritable.

Il importe donc d'introduire cette notion et de désigner sous le nom d'antéversion effective, l'angle d'antéversion anatomique diminué de la valeur de la rotation interne du fémur.

En fait, étant donné la manière dont se déroule la rotation axiale, qui débute seulement vers le début de la phase d'appui, l'angle formé par le col et le plan frontal est à peu près égal à l'antéversion anatomique pendant le temps de freinage, à peu près nul ou même légèrement négatif au contraire pendant le temps de propulsion.

Il est à remarquer que selon la définition, l'antéversion effective diffèrera de l'antéversion anatomique, surtout à la phase de propulsion, c'est-à-dire lorsque existe la rotation interne.

L'antéversion effective, c'est-à-dire l'antéversion anatomique corrigée par la rotation interne n'échappe pas à l'effet NETTER qui entre toujours en ligne de compte ; on se souvient que la flexion de la cuisse diminue l'angle que fait le col avec le plan frontal, que l'extension l'augmente.

On peut donc considérer :

1. *au temps de freinage :*

Le mouvement de rotation interne n'a pas encore débuté ; l'antéversion « fonctionnelle » est tout de même moindre que l'antéversion anatomique par suite de la flexion fémorale.

Dans la marche il est vrai ce mécanisme n'est pas prédominant, l'angle de flexion n'atteignant pas une grande valeur en fait.

La ligne de force, de plus, croise la partie postéro-postérieure du cotyle qui coiffe parfaitement la tête fémorale.

2. *au temps de propulsion :*

La rotation axiale corrige les effets de l'extension qui aurait tendance à augmenter l'angle d'antéversion du col par rapport au plan frontal.

Cette augmentation ne serait d'ailleurs pas considérable pendant la marche, l'extension étant de l'ordre de 10° seulement, l'augmentation de l'antéversion fonctionnelle par ce mécanisme étant de l'ordre de 3°.

Ce qui domine reste donc bien la rotation axiale qui elle, oscille entre 10 et 15°.

La ligne de force croise maintenant la partie antéro-supérieure du cotyle ce qui nécessite une stabilité et un centrage étroit.

Si l'on veut bien maintenant se rappeler le chapitre concernant la stabilité céphalo-cotyloïdienne, on voit que la rotation axiale du fémur n'intervient pas au temps de freinage pendant lequel elle serait superflue : la flexion

de la cuisse assurant une stabilité suffisante vis-à-vis de la mise en charge de l'articulation.

Mais elle intervient à la phase de propulsion pendant laquelle l'extension est défavorable, mais pendant laquelle elle trouve aussi comme adjuvant la tension capsulaire démontrée par WAMSLEY de même que la rotation du bassin autour d'un axe vertical qui donne une rotation interne relative de la hanche.

La rotation interne, c'est-à-dire la diminution de l'antéversion effective entraîne, en temps de propulsion, la coïncidence des axes mécaniques du cotyle et du fémur et rétablit une stabilité articulaire normale.

Donc la charge transmise par le bassin le sera sur une coxo-fémorale dont la stabilité sera augmentée et sur une tête fémorale entièrement centrée dans le cotyle ce qui la met au moment de la croissance à l'abri de déformations, facteurs d'incongruence, et plus tard à l'abri d'une répartition inégale des pressions, facteur d'arthrose.

Il est à remarquer que l'antéversion effective est également modifiée dans les démarches pathologiques par la manière dont le pied est posé au sol : la démarche en rotation interne diminue l'antéversion effective. Le mouvement que nous avons décrit est indépendant de ces démarches : il s'agit d'un mouvement physiologique faisant partie de la marche normale, lorsque le membre inférieur est posé au sol en rotation indifférente. Il ne s'agit pas ici d'une position compensatoire d'une antéversion exagérée du col.

Il est encore un point que nous voulons préciser : dans la démarche en rotation interne, pied en dedans par exemple, le membre inférieur adopte une position de rotation interne, déterminée au début du pas.

En ce qui nous concerne, nous parlons d'un mouvement de rotation interne, qui survient au niveau du fémur, pendant le déroulement de la phase d'appui. Ce mouvement est susceptible de modifier la position du col dans l'espace par rapport à la direction que lui assume la position du pied au sol.

Pour nous donc, l'un des paramètres fonctionnels primordiaux qui va tenir sous sa dépendance la pression cartilagineuse coxale, est un mouvement de rotation axiale physiologique qui se déroule pendant la phase d'appui, tourne en dedans le fémur et corrige à la phase de propulsion les effets de l'antéversion.

DEUXIÈME PARTIE

La Pression cartilagineuse normale au niveau de la hanche

La pression est le rapport entre une force « F » et la surface « S » sur laquelle elle s'exerce.

$$P = \frac{F}{S}$$

On peut donc définir une pression par une unité de surface.

La force F peut exercer son effet sur la surface S par l'intermédiaire d'un solide.

En ce cas le contact entre le solide vecteur, la force F et la surface S représente la liaison qui doit être mécaniquement parfaite et effective sur toute l'étendue de la surface pour que puisse être écrite la relation fondamentale qui permet de définir la pression.

Si le contact n'est pas parfait l'application de la relation conduit à une certaine valeur que l'on pourrait qualifier de pression moyenne mais qui ne correspond en fait en rien aux pressions exercées.

Au niveau de la hanche, nous allons le voir, dans cette deuxième partie de notre étude, bien des facteurs rendent difficile l'utilisation de cette relation fondamentale qui conduit à la définition de la pression unitaire.

Les surfaces articulaires coxo-fémorales sont essentiellement soumises à deux ordres de forces qui les maintiennent sous contrainte ; les unes sont permanentes, les autres intermittentes.

La pression permanente est développée par le tonus des muscles péri-articulaires qui maintiennent en contact les pièces de l'articulation. Cette pression est très vite

augmentée par les contractures musculaires, apanage des formes algiques de la coxarthrose. Il ne sera pratiquement pas question dans ce qui va suivre de cet aspect du problème dont le support n'est pas mécanique.

La hanche, surtout, de par la fonction de soutien du poids du corps qu'elle exerce est amenée à subir les effets d'une pression intermittente qui s'ajoute à la pression permanente.

Cette pression est fonctionnelle ; intermittente durant la fonction articulaire, elle est même nous le verrons, d'intensité variable, pendant la durée de son application. Indispensable à la vie normale du cartilage dont la nutrition par imbibition dépend de cette alternance de contrainte et de repos, la pression articulaire intermittente peut devenir nuisible lorsque sa valeur dépasse un certain seuil, au-delà duquel, le cartilage se dégrade, se détériore : c'est l'arthrose à son début.

Les études de RAUBER donnent en principe la valeur de la résistance du cartilage normal à la pression : 1,57 kg par mm2. Passée une certaine valeur, difficile à chiffrer, en raison de l'ostéoporose concomittente, la résistance osseuse fléchit à son tour : c'est le stade des géodes.

Mais pour éprouver l'élasticité cartilagineuse, la pression elle-même dispose d'une autre arme : sa durée d'application. Nous verrons également que la pression est inégalement répartie sur la surface articulaire et cela pour plusieurs facteurs.

Il sera donc bien théorique ou plutôt bien artificiel de vouloir chiffrer la valeur de la pression articulaire d'une manière trop précise.

A priori, on pourrait croire, que la hanche supporte le poids du corps qui le transmet ; qu'il suffirait d'établir

ie rapport entre le poids du corps et l'étendue de la surface articulaire, pour obtenir la pression supportée par la hanche. Il n'en est rien.

Le bassin est en équilibre instable au moment du pas sur la tête fémorale. Ce sont les contractions musculaires rythmées et coordonnées qui, à chaque instant, maintiennent cet équilibre. Mais ces différentes tensions musculaires augmentent d'autant la charge globale supportée par la hanche.

• *C'est l'étude des principaux systèmes d'équilibre que nous allons aborder dans le premier chapitre.*

• *Puis dans un deuxième chapitre nous évaluerons d'une manière théorique la pression articulaire, résultant de la charge globale.*

• *Nous envisagerons enfin les problèmes soulevés par la répartition de la charge articulaire, la manière dont peuvent se concevoir les diagrammes de pression.*

CHAPITRE PREMIER

SYSTEMES D'EQUILIBRE DE LA COXO-FEMORALE

Dans l'appui monopodique, le poids du corps se transmet au corps par l'intermédiaire de l'un des deux membres inférieurs. Le cotyle permet à une importante fraction du poids du corps de reposer sur la tête fémorale

Le bassin « pèse », donc, en équilibre instable sur une sphère par rapport à laquelle il peut basculer en tous sens. La direction générale des tensions musculaires rend privilégiés les plans frontaux et sagittaux.

C'est dans chacun de ces deux plans que peuvent être décrits en effet un système d'équilibre entre le poids du corps d'une part, et d'autre part la tension de groupes musculaires dont l'action est de maintenir le bassin horizontal.

Mais cet équilibre est ainsi maintenu au prix d'une tension musculaire qui prend appui sur le bassin d'une part et le fémur d'autre part. Cette tension va s'ajouter au poids du corps supporté par la hanche.

Nous étudierons d'abord les conditions de l'équilibre de la hanche dans le plan frontal ; cet équilibre est

le plus classique, ce n'est pas nécessairement celui qui met en jeu les forces de réaction musculaire les plus importantes.

Nous étudierons ensuite les forces en présence dans le plan sagittal. Le puissant muscle grand fessier en particulier, contrôle l'équilibre antéro-postérieur. Selon l'amplitude des oscillations du membre inférieur pendant la marche, variable avec la vitesse de déplacement et la démarche, cette tension sera, comme la précédente, plus ou moins forte.

Elle est certainement toujours loin d'être négligeable.

A. - Plan frontal

L'équilibre du bassin dans le plan frontal pose un problème évidemment différent suivant qu'on le considère en appui bipodique ou monopodique.

En appui monopodique également il pose un problème différent mais dont les données sont bien plus difficiles à préciser suivant qu'on le considère non plus à l'arrêt donc en équilibre vrai, mais à la marche.

1) *Appui bipodique :*

Dans le plan frontal l'étude de l'équilibre n'offre pas grand intérêt en appui bipodal.

Lorsque la ligne de gravité passe dans le plan de symétrie sagittale, les forces musculaires mises en jeu sont minimes ; dans cette position pour le maintien de la position d'équilibre, les abducteurs d'un côté sont synergiques des adducteurs de l'autre [72].

Dans la station hanchée, la tension de l'un des deux couples musculaires est supérieure à celle de l'autre.

Mais le fait le plus remarquable c'est que la ligne de gravité se rapproche de la tête fémorale du côté le plus appuyé. La distance entre la tête fémorale et cette ligne diminue ; c'est dire que le moment du poids du corps par rapport à la tête fémorale diminue lui-même.

Pratiquement la hanche supportera dans cette position le poids du corps sans plus.

2) *L'équilibre frontal en appui monopodique :*

C'est à PAUWELS que l'on doit l'idée de la schématisation de cet équilibre sous la forme très simple d'une balance.

Le fléau de la balance est représenté par le bassin posé, obliquement, mais en équilibre, sur le couteau représenté par la tête fémorale.

Dans l'un des plateaux de la balance le poids du corps ou plus exactement le poids du corps diminué de l'un des deux membres inférieurs, valeur qui nous est théoriquement donnée par les relations de MENSENDICK (citées par WAGHEMACKER) [72].

Dans l'autre plateau la tension du moyen fessier.

C'est la tension musculaire qui rétablit l'équilibre et prévient la bascule du côté non appuyé.

On est en droit d'écrire que les moments par rapport à la tête fémorale de ces deux forces s'équilibrent, ce qui donne pour l'intensité de la force déployée par le moyen fessier la valeur théorique donnée par la formule :

$$F = \frac{P \times CM}{CM'}$$

(C étant le centre de la tête fémorale - M et M' étant les projections de C sur les axes de P et de F.)

Ceci signifie que la tête fémorale dans l'appui monopodique supporte en première approximation non seulement le poids du corps mais ce poids du corps augmenté de la tension du moyen fessier qui l'équilibre, c'est-à-dire que la tête fémorale supporte une charge donnée par leur relation : $C = P + F$.

$$\text{soit : } C = P\left(1 + \frac{CM}{CM'}\right)$$

Lorsque le bras de levier du poids du corps est trois fois plus long que celui du moyen fessier la hanche supporte quatre fois le poids du corps pendant l'appui monopodique équilibré.

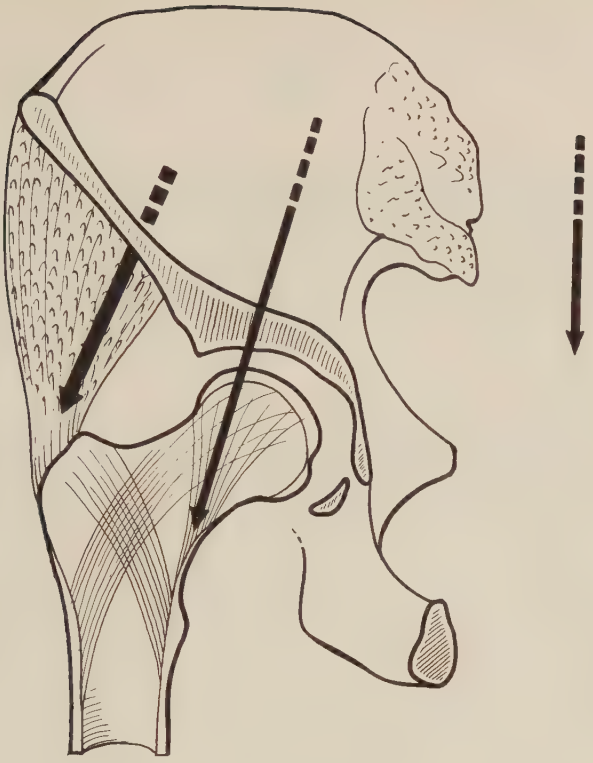
Ces données, très claires et schématiques, appellent quelques commentaires :

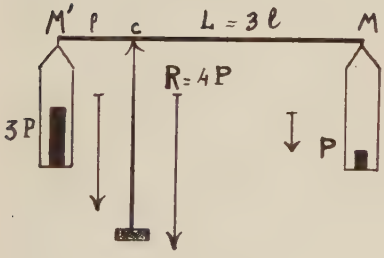
Certains ont considéré (CASTAING) que le centre de gravité n'étant pas coplanaire du grand trochanter et de la tête fémorale, et qu'aucun de ces deux plans n'étant parallèle au plan frontal, il était illusoire de schématiser selon un équilibre frontal, les forces mises en jeu pour l'équilibre du bassin.

On doit dire également que l'évaluation de la charge globale par la formule ci-dessus ne saurait être tenue pour exacte. Nous allons essayer de reprendre l'une après l'autre ces deux critiques.

1° *Justification de l'étude de l'équilibre frontal :*

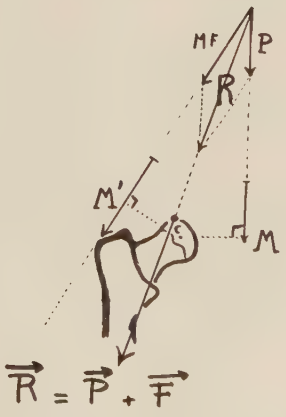
Ce plan est privilégié du point de vue mécanique, parce qu'il est normal à la direction du déplacement dans la marche, qu'il est alors un plan de référence fixe pour une direction de déplacement considérée.





$$R = P + \frac{1}{\ell} P$$

$$R = P\left(1 + \frac{CM}{CM'}\right)$$



A. — Coupe de la coxo fémorale suivant le plan frontal. Notez que la résultante R, qui forme avec la verticale l'angle de Pauwells, passe par l'éventail de sustentation.

B. — Le schéma théorique : la hanche supporte la résultante du poids du corps. La tension du moyen fessier est elle-même définie par le rapport $\frac{CM}{CM'}$

C. — Le calcul de la résultante doit tenir compte en fait de la direction des tensions et nécessite la construction du parallélogramme des forces.

Les phénomènes de rotation du tronc et du bassin sont peu importants par rapport à lui, et si l'on considère le double pas (cycle complet), ses mouvements de rotation se manifestent tantôt vers l'avant, tantôt vers l'arrière du plan frontal et symétriquement par rapport à lui.

Il en résulte que les phénomènes compensatoires lorsqu'ils existent pour pailler l'insuffisance du moyen fessier sont frontaux (signe de DUCHENNE TRENDELENBURG).

Le fait que le sommet du trochanter, la tête fémorale est le point G (mobile lors de la marche) dans le sens antéro-postérieur) ne soient pas coplanaires, n'est absolument pas un obstacle en mécanique théorique, à l'étude de l'équilibre dans un plan frontal des composantes verticales des forces appliquées en ces points. Il suffit d'étudier l'équilibre des composantes frontales rapporté aux projections frontales de ces points.

Ceci n'exclut pas la nécessité d'étudier dans un second plan privilégié un second couple de force pour envisager une deuxième condition d'équilibre entre un autre vecteur musculaire et la force initiale P (VAEYE). Il faut et il suffit, pour que le calcul soit juste, que les plans choisis permettent de repérer dans l'espace, le mouvement que la force P tend à imprimer au bassin, par rapport à la tête fémorale, ainsi que les caractéristiques (intensité, direction et point d'application) de la force P.

Il est bien évident que la tête fémorale supportera la résultante globale de ces différents équilibres ; essentiellement elle supportera d'une part, la résultante du système d'équilibre dans le plan frontal (balance de Pauwels) augmentée de la tension musculaire d'équilibre, développée dans le plan sagittal (et non pas la résultante

du deuxième système d'équilibre, car il convient de ne pas compter plusieurs fois la force initiale P). (Schéma n° 10, p. 89).

2° *L'évaluation de la résultante :*

Nous voulons dire plus exactement ici que même lorsqu'on considère dans le plan frontal l'équilibre de la hanche en appui monopodique équilibré à l'arrêt, on sera obligé de reconnaître qu'il existe un certain nombre d'incertitudes lorsque l'on voudra chiffrer les valeurs de P d'une part, les valeurs de la tension F des abducteurs d'autre part qui équilibrent ce poids du corps.

D'une façon plus générale il sera difficile de savoir exactement qu'elle est l'intensité et la direction de la force supportée par la tête fémorale.

Les classiques vecteurs frontaux marqués F et P ne sont pas parallèles. Ceci veut dire que si la direction de la force exercée au centre de gravité est évidemment verticale, par contre, le vecteur qui exprime la direction de la résultante des muscles abducteurs n'est pas rigoureusement vertical mais est oblique. Ses projections frontale et sagittale sont obliques par rapport à la verticale. Les moments des deux projections frontales de ces deux vecteurs s'équilibrent sans doute ; mais le calcul exact de leur résultante dont on déduit la charge supportée par la hanche fait intervenir la direction. En somme la résultante est la somme vectorielle et non pas algébrique des deux vecteurs représentant le poids du corps et la tension qui l'équilibre.

Ce n'est donc qu'en première approximation que l'on écrit : R = P + F et que l'on donne à cette résultante une direction verticale. Il faudrait en théorie par-

venir à déterminer la direction réelle de la résultante et bien entendu la direction également de la tension des muscles, du moyen fessier en particulier.

La direction exacte de la tension des muscles abducteurs :

Elle a été approximativement déterminée expérimentalement par INMANN ; c'est à l'aide d'expériences cadavériques qu'INMANN, après avoir noté sur un diagramme les différentes directions des faisceaux des muscles abducteurs, a pu donner la direction sur ce diagramme de la résultante de ces muscles abducteurs.

Expérimentalement également INMANN a déterminé quelle était l'action relative des différents muscles abducteurs et quelle était leur puissance relative .

Il a démontré que la force d'abduction n'est pas développée exclusivement par le moyen fessier mais également par le tenseur du fascia-lata et le petit fessier. Ces muscles ne répartiraient pas leur rôle de manière égale dans toutes les positions. Toujours expérimentalement le même auteur a montré que les actions musculaires étaient plus ou moins électives suivant l'inclinaison du bassin par rapport au fémur.

Lorsque le bassin est horizontal la répartition des forces est à peu près égale entre le moyen fessier et le tenseur du fascia-lata.

Le fascia-lata résiste passivement seulement tant que le bassin n'est pas basculé de plus de 15° ; au-delà les muscles abducteurs cessent d'agir et le fascia-lata seul résiste (SAUNDERS).

Lorsque le bassin est élevé la force d'abduction vient exclusivement des muscles.

Dans chacune de ces trois positions également ont été construits les vecteurs qui correspondent à la tension des muscles abducteurs et l'intensité de cette tension a

été évaluée en fonction de la force supposée des muscles mis en action ; leur force en effet, a été supposée proportionnelle à leur masse dans l'expérimentation d'INMANN. Dans chacun des trois cas, une construction géométrique conduit à l'évaluation de la direction et de l'intensité de la résultante des forces des muscles abducteurs et du poids du corps. Pour construire la direction de F, un repérage radiologique de la direction de ses fibres a été spécialement réalisé.

INMANN parvient à la conclusion que la direction de la résultante est constante qu'elle que soit dans l'appui monopodique, l'inclinaison latérale du bassin. Il estime que l'angle que forme la direction de la résultante avec la verticale est à peu près de 165 à 170°. Dans ces conditions si l'on considère que la résultante passe par le centre de la tête fémorale on peut dire que la ligne de force transmise par le fémur lors de la mise en charge de l'articulation de la hanche passe par la travée interne du col et bien entendu suit l'éventail de sustentation du col fémoral.

Pour cet angle (r) que la verticale fait avec la direction de la résultante, INMANN donne donc la valeur de 10 à 15° tandis que PAUWELS parle de 8 à 15°.

Par ailleurs, le rapport entre la force et le poids équilibré, entre la force des abducteurs et le poids qu'ils équilibrent, a été chiffrée expérimentalement à une valeur comprise entre 2,4 et 2,6 par INMANN.

La hanche supporterait alors 3,248 fois la force P

(P représentant toujours expérimentalement les $\frac{125}{150}$ du poids total du corps).

Pour rester théorique, la charge totale répond à la formule

$$\vec{C} = \vec{P} + \vec{F}$$

B. - Plan sagittal

Lors de la marche en raison des mouvements du tronc et de l'oscillation du membre inférieur non appuyé, le centre de gravité se déplace dans le sens antéro-postérieur par rapport au corps.

Ces déplacements d'ailleurs sont difficiles à apprécier. Au début de la phase d'appui, par exemple, le centre de gravité se trouve en avant du plan des coxo-fémorales.

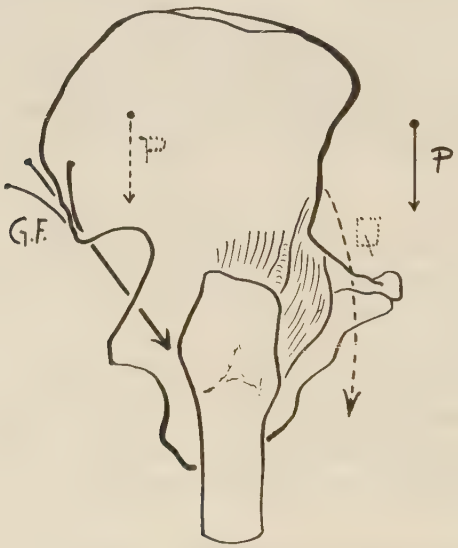


Schéma 9

En d'autres termes, le point d'application du poids du corps se trouve tantôt en avant, tantôt en arrière du plan frontal où nous avons étudié l'équilibre frontal, schématisé par la balance de Pauwels.

Donc il existe une force, possédant un certain moment par rapport au centre de la tête fémorale qui tend à faire basculer le bassin tantôt vers l'avant, tantôt vers l'arrière. A ce moment doit être opposée une tension musculaire appliquée à l'extrémité d'un bras de levier susceptible de l'équilibrer.

Il est fait appel tantôt aux extenseurs, tantôt aux fléchisseurs de la cuisse pour rétablir l'équilibre sagittal du bassin.

C'est par exemple le rôle du grand fessier et des ischio-jambiers de maintenir le bassin horizontal lorsqu'il tend à s'incliner vers l'avant.

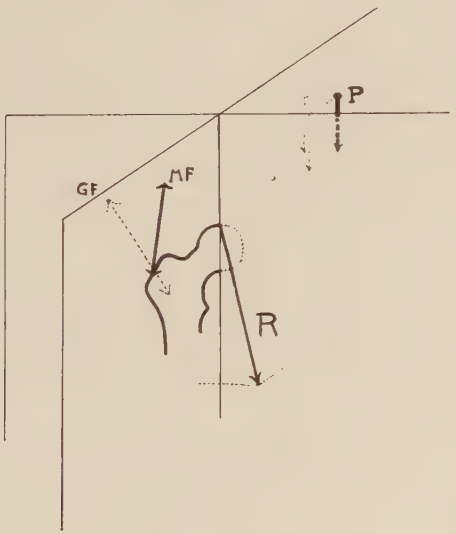


Schéma 10

Il est évident que ce nouveau système d'équilibre dans le plan sagittal tend à augmenter lui aussi la charge globale qui sera supportée par la tête fémorale et qui sera la résultante du poids du corps d'une part et de la totalité des tensions musculaires qui l'équilibrent.

En somme, si l'on voulait vraiment calculer la charge totale supportée par la tête fémorale, il faudrait ajouter à la résultante que l'on calcule en considérant l'équilibre dans le plan frontal, la tension développée par les muscles qui maintiennent l'équilibre sagittal du bassin ; il convient effectivement de ne pas compter deux fois le poids du corps qui provoque la nécessité des deux équilibres frontal et sagittal, et de ne pas faire tout simplement la somme des deux résultantes : l'une dans le plan frontal, l'autre dans le plan sagittal (Schéma 10).

CHAPITRE II

LA VALEUR DE LA PRESSION ARTICULAIRE

Le calcul de la pression articulaire

On peut être tenté lorsque l'on connaît, en se référant, aux bases théoriques expérimentales, la charge C supportée par l'articulation, de calculer la pression articulaire. Il suffit pour connaître la pression articulaire moyenne de mesurer la surface sous contrainte et de calculer le rapport de la charge à cette surface.

On a proposé d'assimiler cette surface articulaire sous contrainte de la tête fémorale à une calotte sphérique dont on mesure l'arc de cercle sur un cliché de face et dont on connaît le diamètre par ce même procédé radiologique.

Dès lors on peut en quelque sorte écrire : (Waghemacker) $S = 2\pi \times CT \times ET$

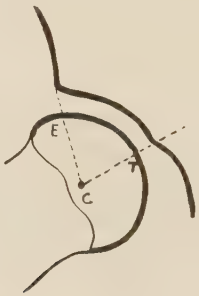
et à pression intermittente : $\overline{\Pi} = \dfrac{C}{2\pi \times CT \times ET}$

Il n'est pas exactement prouvé que la surface sous contrainte soit ovalaire : la zone d'usure des têtes acryliques (Lapras) n'indique pas nécessairement quelle peut être la zone d'appui physique, le comportement de cette

tête artificielle n'étant pas assimilable à celui d'une tête fémorale normale qui par ailleurs n'est pas rigoureusement sphérique.

Quoi qu'il en soit la formule citée ne donne qu'une valeur moyenne de la pression articulaire.

Or il est bien évident que sur la surface placée sous contrainte, la pression n'est pas également répartie. La valeur à retenir est sans aucun doute la valeur dangereuse de la pression articulaire, donc la charge unitaire maxima plutôt que la moyenne des pressions.



C'est ce qui se produit dans les cas extrêmes lorsqu'une articulation est incongruente ; cela sous-entend en quelque sorte que la répartition des pressions sur les surfaces articulaires est anormale, très élevée et trop élevée en certains points, alors qu'elle est nettement insuffisante en d'autres qui peuvent être, d'ailleurs, à l'abri de toute pression.

L'aspect du problème certainement le plus intéressant par conséquent, est plutôt celui de la répartition des pressions. PAUWELS depuis longtemps l'a soulevé et a montré qu'au niveau de la hanche la répartition des pressions variait essentiellement en fonction de l'obliquité du toit du cotyle. Nous allons essayer de développer et de préciser cette notion.

CHAPITRE III

LA REPARTITION DES PRESSIONS

La répartition des pressions, transmises par le fléau d'une balance sur la liaison inférieure du couteau qui le supporte dépend de l'orientation du fléau. Nous allons d'abord envisager ce problème d'un point de vue théorique, nous verrons ensuite qu'elle est la transposition que l'on peut faire au niveau de l'articulation de la hanche.

Du point de vue théorique, il faut envisager deux cas :

— d'abord la répartition des pressions au niveau d'une sphère représentant la liaison inférieure d'un fléau de balance, lorsque le contact réalisé est parfait ;

— ensuite la répartition des pressions au niveau de cette même sphère lorsque le contact est imparfait par suite d'une instabilité mécanique.

Envisageons d'abord le premier cas :

Si on se rapporte au schéma explicatif de PAUWELS qui a tracé le diagramme des pressions dans le cas où le fléau de la balance était posé horizontalement d'une part et dans le cas où il était oblique d'autre part, on constate que les pressions sont également réparties dans le premier cas, inégalement réparties dans le second, la sur-

face de glissement entre sphère et fléau étant supposée sans frottement.

Dans les conditions expérimentales du schéma (12 A) la résultante est en effet verticale (pesanteur), donc la liaison inférieure est horizontale ; donc si cette liaison est constituée par une sphère, la résultante passera par le pôle supérieur de cette sphère et suivra l'axe XY de notre schéma.

La résultante est la somme de toutes les composantes verticales des forces de pression exercée sur la sphère. Considérons cette résultante globale comme la composition de deux résultantes partielles, situées de part et d'autre d'elle-même et résultant de la composition de l'ensemble des forces normales à la surface de glissement, forces de pression qui se trouvent réparties sur les deux secteurs de circonférence délimités par la résultante globale verticale, c'est-à-dire par l'axe XY.

Il est bien évident, pour des raisons de symétrie, que lorsque le fléau est horizontal, posé sur la sphère support, la répartition symétrique des pressions, fait que les deux résultantes sont égales en intensité et symétriques par rapport à l'axe XY.

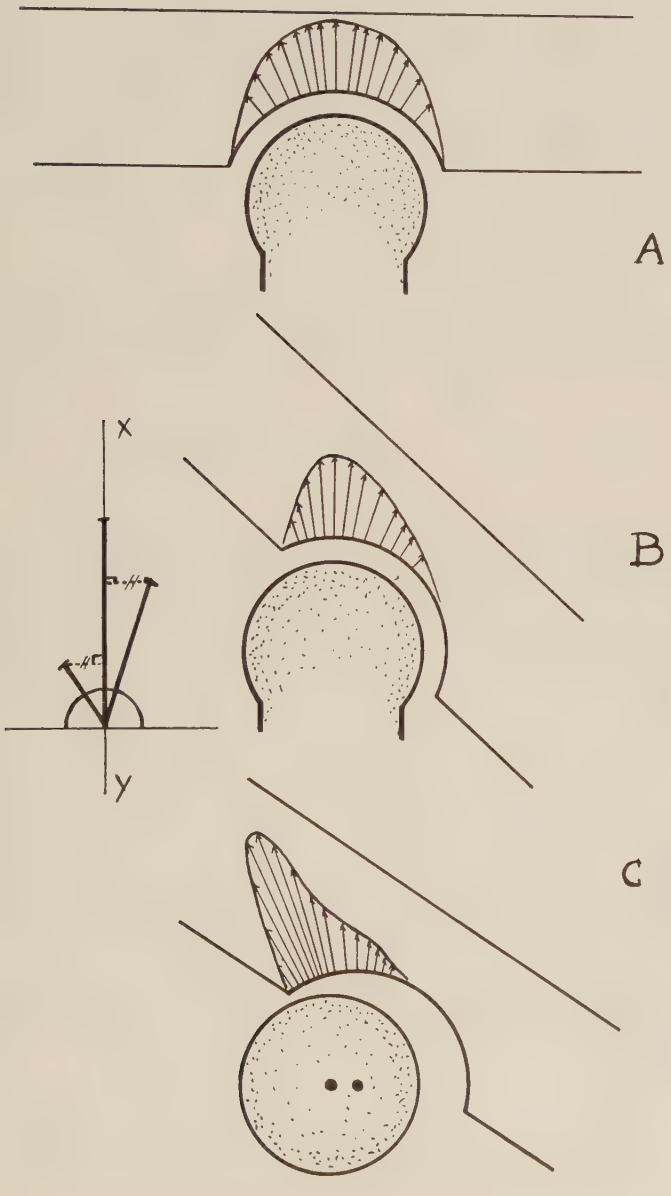
Lorsque le fléau s'incline, la surface en contact, augmente d'un côté, diminue de l'autre.

Du côté où elle augmente, la résultante partielle s'éloigne de XY et l'angle qu'elle forme avec cet axe augmente également.

De l'autre elle se verticalise au contraire et se rapproche de XY.

Pour que la résultante globale soit verticale et toujours appliquée au pôle supérieur de la sphère, ce qui est nécessaire, il faut que les composantes horizontales des

Schéma 12



deux résultantes partielles s'annulent, ce qui ne peut se faire que si l'une des résultantes est plus grande que l'autre.

La résultante partielle, située du côté où la surface sous contrainte a diminué d'étendue aura donc une intensité plus grande pour compenser la diminution de son obliquité.

C'est ce que montre le schéma n° 12 B qui représente le diagramme des pressions.

Le secteur dont la surface a diminué mais qui dans l'ensemble est plus « rapproché du pôle supérieur de la sphère », supporte une force plus grande que l'autre secteur, plus étendu. La pression qu'il subit ($P = \frac{F}{S}$) augmente donc pour ces deux raisons : la charge supportée est plus grande, et la surface est plus petite. La répartition des pressions au niveau de la même sphère qui forme la liaison du fléau est évidemment perturbée et sera mauvaise si le montage mécanique qui conditionne la stabilité entre le fléau et son support est mauvais. Supposons en effet, que le fléau de notre balance théorique soit posé sur un axe transversal et soit maintenu autour de cet axe par une sangle, et que par suite de l'inclinaison du fléau les deux pièces métalliques aient tendance à glisser l'une par rapport à l'autre : l'inégalité de répartition des pressions sera évidemment encore exagérée par rapport au cas précédent, la surface réellement sous contrainte étant encore plus réduite par suite du mauvais contact de l'ensemble des deux surfaces métalliques en regard. (Schéma 12, fig. C).

*
* *

Au niveau de la hanche ces deux mêmes problèmes se retrouvent et se posent.

La statique de la hanche normale au repos (bassin horizontal) est celle d'une balance dont le fléau est horizontal, et où les pressions sont également réparties sur la liaison sphérique. La résultante est oblique mais centrée par rapport à la surface portante du toit. (Schéma n° 8 A) (Petit). Mais la transposition de la balance au bassin fléau posé sur la tête fémorale doit conduire à étudier la répartition des pressions au niveau de l'articulation, dans chacun des plans frontal, sagittal et horizontal où s'établit une condition d'équilibre.

Surtout il convient d'examiner les deux grandes causes de répartition inégale des pressions, l'obliquité du bassin fléau posé sur la tête fémorale d'une part, et d'autre part l'instabilité articulaire coxo-fémorale qui peut venir d'une mauvaise orientation des pièces articulaires l'une par rapport à l'autre.

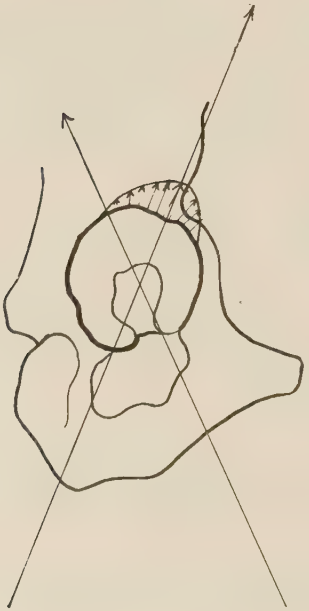
Envisagées dans le plan frontal, les conditions qui modifient l'obliquité normale du bassin par rapport à la hanche et qui par suite entraînent une répartition inégale des pressions sont assez nombreuses : il suffit que le bassin bascule par exemple pour que la pression supportée par l'angle externe du toit du cotyle augmente dans de grandes proportions.

Une insuffisance cotyloïdienne ou une subluxation agissent de même en entraînant une augmentation considérable de la pression que supporte l'angle supéro-externe du cotyle. L'obliquité anormale du toit par rapport à la tête dans ces deux cas équivaut à une inclinaison du fléau d'une balance.

Seules les hanches anatomiquement normales et dont le bassin est horizontal se comportent dans le plan frontal en ce qui concerne la charge supportée et la répartition des pressions, au niveau de l'articulation entre le couteau et le fléau comme une balance en équilibre dont le fléau est horizontal.

Dans le plan sagittal, il est intéressant d'étudier la répartition des pressions au niveau du cotyle en suivant le plan sagittal passant par la tête fémorale. En arrière en effet, la surface sous contrainte est plus large qu'en avant où le cotyle recouvre plus mal la tête en raison de son obliquité antérieure. C'est par ailleurs, comme nous l'avons vu sur les schémas précédents, la direction de la ligne de force résultante qui désigne le pôle de la sphère où s'établissent les pressions maxima. C'est donc pendant la deuxième partie de la phase d'appui, pendant que la ligne de force sera oblique de bas en haut et d'arrière en avant qu'est exposée, aux plus hautes pressions qui soient, la partie antérieure et antéro-supérieure du cotyle.

Schéma 13



Quoi qu'il en soit, on comprend que pour peu qu'il existe un défaut de recouvrement antérieur de la tête par défaut d'orientation du cotyle ou insuffisance antérieure du toit, les pressions peuvent atteindre là une pression relative très grande, exactement comme dans le plan frontal, le bord externe d'un cotyle insuffisant sur une hanche subluxée, supporte de très fortes pressions.

L'aggravation des lésions anatomiques d'une hanche d'enfant dont la seule anomalie au début est une antéversion, aggravation qui se fait vers la subluxation ultérieure, démontre bien que c'est dans le plan sagittal que doivent se rechercher et se lire les augmentations les plus précoces de la pression articulaire supportée par le cotyle. (Schéma n° 13).

Nous passerons ultérieurement en revue l'ensemble des causes qui entraînent une augmentation des pressions articulaires et leur mauvaise répartition, mais nous avons déjà voulu souligner quelles étaient les zones les plus exposées du cotyle, quelles étaient celles, qui d'une manière générale, avaient à supporter les pressions les plus élevées.

*
* *

Si l'on considère maintenant une hanche dans le plan horizontal, on constate que lorsque ce que nous avons appelé le centrage mécanique réalise la coïncidence des axes mécaniques cervicaux et cotyloïdiens, la hanche travaille dans les conditions d'une balance à fléau horizontal. (Schéma, fig. A). La composante horizontale des pressions qu'elle subit va se répartir normalement et régulièrement sur le fond du cotyle.

Un mauvais centrage mécanique réalise les conditions de fonctionnement d'une balance dont le fléau est oblique sur sa liaison inférieure.

Mais jusqu'à présent, dans la comparaison que nous avons faite entre la hanche et le fléau d'une balance, il a été admis que les surfaces articulaires en regard de la coxo-fémorale entraient en contact l'une avec l'autre aussi étroitement que les pièces métalliques d'une balance. Or, les seuls mouvements qu'effectue le fléau par rapport au couteau d'une balance, sont des mouvements de rotation autour d'un axe transversal. Jamais le fléau ne perd le contact avec le couteau.

Pendant la marche, la tête fémorale au contraire (première partie du chapitre III) perd le contact du cotyle pendant toute la durée de chacune des phases oscillantes, et au début de chacune des phases d'appui elle prend à nouveau contact avec le cotyle.

A chaque pas, par conséquent, l'articulation coxo-fémorale doit établir une bonne congruence ; cette congruence fonctionnelle dépend de la stabilité céphalo-cotyloïdienne ; nous avons vu plus haut qu'elle était elle-même sous la dépendance de la coïncidence des axes mécaniques fémoraux et cotyloïdiens.

Le mouvement de rotation axiale du fémur joue donc un rôle important lors du déroulement du temps de propulsion puisqu'il assure en permanence le centrage mécanique du col et de la tête fémorale, centrage que la déflexion du fémur compromet de façon progressive (effet Nettèr).

Ce mouvement agit en maintenant une bonne stabilité, et également en assurant une bonne répartition des pressions.

Si à chaque pas, lors du déroulement du pas, une imperfection anatomique permettait une subluxation de la tête fémorale par rapport au cotyle, indépendamment de l'obliquité du cotyle par rapport à la tête, il s'ensuivrait également une mauvaise répartition des pressions,

et une augmentation considérable des pressions au niveau du secteur d'appui réel de la tête fémorale. (Schéma n° 16).

Il existe donc deux grandes causes de mauvaise répartition des pressions articulaires au niveau de la tête fémorale et du cotyle : d'abord les conditions mécaniques qui réalisent l'équivalent d'une obliquité du fléau d'une balance par rapport à son support, et ensuite les conditions mécaniques qui réalisent une instabilité articulaire qui fait que par suite d'un mauvais centrage mécanique une légère subluxation puisse se produire au début ou pendant le déroulement du pas.

Le facteur cinétique.

L'application des données précédentes aux différentes phases de la locomotion est extrêmement complexe. Considérons par exemple l'appui monopodique équilibré à l'arrêt : on peut dire que jamais pendant la phase d'appui il n'est réalisé exactement.

Pour que la tête fémorale supporte en effet, la charge théorique prévue, il faut qu'elle soutienne vraiment sans se dérober, un bassin posé sur elle. Il faut que le bassin soit dénué d'énergie cinétique pouvant intervenir dans ses mouvements et ses déplacements selon un axe vertical, et que par ailleurs ce bassin soit maintenu en équilibre frontal et sagittal, par les tensions musculaires effectivement développées pour contrebalancer la force de gravité.

Suivons le déroulement de la phase d'appui : au temps de freinage, le bassin bascule d'abord, donc dans le plan frontal, les abducteurs ne l'équilibrent pas. La résultante des forces n'est pas ce que prévoit le schéma de PAUWELS.

Puis juste avant le passage à la verticale du pied, le bassin se redresse nécessairement au prix « d'un fort rétablissement » et d'une force d'abduction plus forte que lors du simple équilibre ; ceci théoriquement du moins, car pendant que le bassin s'équilibre, le genou fléchit ; donc la tête fémorale se dérobe, le bassin retrouve sa position horizontale en partie grâce à cet amortissement de la courbe décrite par le trochanter.

A la phase de propulsion, la bascule qui se produit, et dont l'arrêt est déterminé par l'appui du pied opposé, semble témoigner du fait que les abducteurs ont relâché leur tension.

Dès le début du double appui les conditions d'équilibre sont évidemment changées, la hanche ne fait plus que transmettre la force de propulsion proprement dite, celle qui est comparée à la force produite par l'hélice d'un bateau et qui est transmise de bas en haut et d'arrière en avant.

Il va s'en dire que dans les conditions pathologiques, l'appréciation de la charge subie par la hanche est encore plus difficile.

Normalement dans la station unipodale à l'arrêt, le bassin est maintenu à l'horizontale.

Mais lorsque, par suite d'un raccourcissement du bras de levier ou bien d'une insuffisance fonctionnelle des abducteurs, la contre-charge du moyen fessier n'équilibre pas le poids du corps, il apparaît une bascule exagérée : c'est le signe de Duchenne Trendelenburg.

L'équilibre est rétabli par un déplacement latéral de l'épaule, au prix d'une attitude scoliotique, de telle manière que la ligne de gravité passe à l'aplomb de la tête fémorale.

Si la bascule est suffisante et le déplacement latéral du centre de gravité assez important, la tête supporte simplement, comme le contre le schéma de DENHAM, le seul poids du corps [23].

Ceci nous conduit à parler du rôle d'une canne lors de la marche : l'appui sur une canne a pour conséquence de diminuer considérablement la charge supportée par la coxo-fémorale opposée.

L'appui que la main recherche sur la canne n'est pas très grand, il est de l'ordre de 20 à 30 kg au maximum. Mais le bras de levier de cette force est très long, et ce couple artificiel remplace dans leur rôle les abducteurs, si bien que la hanche peut fort bien parvenir à ne supporter que le poids du corps.

La canne a la même signification qu'un signe de Trendelenburg et qu'une boîterie de l'épaule à la marche : elle contribue à rétablir l'équilibre du bassin en diminuant en quelque sorte pour parvenir à ce résultat, le rôle des muscles abducteurs.

Certains malades coxarthrosiques, opérés ou non, sont typiques à ce point de vue. Il est frappant de les voir marcher librement, en basculant leur bassin et leurs épaules suivant le phénomène de Trendelenburg ; qu'ils se saisissent d'une canne placée du côté sain, et on voit alors la démarche devenir instantanément normale ou presque sans bascule des épaules ; ils affirment qu'alors la fatigue les frappe bien moins lors de la marche et qu'ils augmentent nettement leur rayon d'action.

Les deux démarches, lorsqu'elles n'atteignent pas à la fatigue, sont cependant également indolores ; mais si la disgracieuse claudication par insuffisance des abducteurs diminue aussi bien qu'une canne la charge coxo-fémorale, c'est au prix d'une dépense considérable d'énergie lors de la locomotion (STEINDLER).

TROISIÈME PARTIE

La Pression cartilagineuse pathologique au niveau de la hanche

L'avenir d'une hanche est conditionné par la pression que son cartilage articulaire supporte.

L'augmentation de la pression intermittente reconnaît plusieurs causes, qu'il faut analyser pour essayer le cas échéant d'y pallier.

L'augmentation de la pression unitaire maxima, peut être sous la dépendance de trois facteurs ainsi qu'il ressort de l'étude précédente (ch. II).

1) D'abord intervient la charge globale supportée par l'articulation.

2) Puis une réparation défectueuse des pressions articulaires.

3) Puis vient la diminution, plus ou moins forte de surface portante.

Nous envisagerons essentiellement les deux premiers facteurs. Le troisième nous ferait trop largement déborder le cadre de l'étude que nous nous sommes proposés : ce serait envisager le problème général de l'incongruence articulaire et de l'insuffisance cotyloïdienne.

Nous envisagerons trois chapitres essentiels :

1) l'augmentation de la pression articulaire par coxa-valga ;

2) l'augmentation de la pression articulaire par antéversion exagérée ;

3) l'augmentation de la pression articulaire par augmentation de l'antéversion effective.

I. - L'augmentation de la charge articulaire par coxa-valga

C'est la plus classique et la mieux connue des causes d'augmentation de la pression articulaire. Pauwels l'a rendue justement célèbre en l'illustrant par la comparaison de l'équilibre de la hanche dans le plan frontal à celui d'une balance dont le fléau (bassin) est posé sur un couteau (col du fémur).

L'obliquité normale du col (120°) définie par l'angle d'inclinaison détermine la longueur du bras de levier du moyen fessier.

L'augmentation de l'obliquité caractéristique de la coxa-valga raccourcit le bras de levier musculaire. (Schéma n° 14).

Pour rétablir l'équilibre, le moyen fessier augmente sa tension, la charge articulaire est donc augmentée (ch. II, p.). En réalité, la coxa-valga est rare ; lorsqu'elle existe, elle est associée presque toujours à l'antéversion. Certains la considèrent d'ailleurs comme une lésion secondaire à l'antéversion.

Ce serait la répartition inégale des pressions sur le cartilage de conjugaison sous-jacent à une tête antéversée, qui, par suite de la loi de Delpech, modifierait la croissance céphalique et entraînerait une coxa-valga. (Pauwels).

Les arguments qui plaident en faveur de cette thèse ne manquent pas : la correction chirurgicale précoce de l'antéversion entraîne l'absence de coxa-valga dans les suites opératoires lointaines de la luxation congénitale (Sommerville).

On observe, par contre la coxa-valga dans les cas où a été orthopédiquement réduite la luxation, tandis que l'antéversion a évolué pour son propre compte (R. et J. JUDET).

Par contre, si l'on admet cette manière de voir la formation d'une coxa-valga, on est amené à conclure que

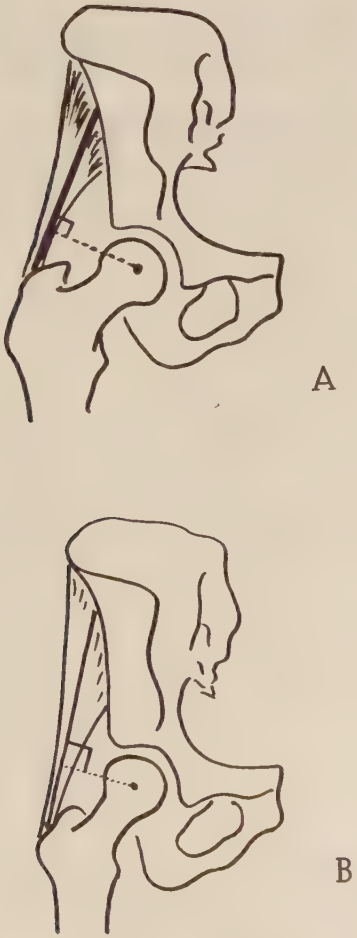


Schéma 14

Le raccourcissement du bras de levier du moyen fessier par coxa-valga

l'axe du col dans une coxa-valga est parallèle à la direction de la résultante des forces transmises par le cotyle puisque la croissance du cartilage de conjugaison a précisément mis le col dans cet axe. Donc la répartition des pressions au niveau de la tête fémorale dans une coxa-valga isolée (sans insuffisance cotyloïdienne associée) est théoriquement bonne.

Les conséquences de la coxa-valga sont donc essentiellement, par le déséquilibre frontal qu'elle entraîne, une augmentation de la charge articulaire.

Mais, comme nous venons de le voir, c'est peut-être l'antéversion du col qui, par l'intermédiaire de la coxa-valga isolée (sans insuffisance cotyloïdienne associée) charge.

II. - Le rôle de l'antéversion exagérée

Dans le plan frontal :

Ce n'est évidemment pas en considérant la hanche dans le plan frontal que l'on constate les perturbations maximum que peut apporter l'augmentation de l'antéversion.

L'augmentation de l'antéversion rapproche cependant le grand trochanter du bassin ; elle déplace ainsi le point d'application de la tension du moyen fessier vers l'intérieur ; les conditions d'équilibre dans le plan frontal sont modifiées puisqu'il y a diminution du bras de levier du moyen fessier.

Ainsi se trouve augmentée la charge articulaire globale.

Mais ce n'est pas la conséquence essentielle de l'antéversion exagérée.

Ce rôle serait bien insuffisant pour expliquer l'influence néfaste de certaines antéversions dont l'augmentation n'est pas très prononcée. Si l'augmentation de l'antéversion n'agissait que par ce seul mécanisme, le pronostic d'une antéversion s'établirait, pourrait-on dire géométriquement, ce qui nous avons vu n'est pas le cas (troisième partie, chap. III) [Bertrand n° 4].

C'est en considérant la répartition des pressions dans les plans horizontal et sagittal que l'on découvre les conséquences les plus graves :

Dans le plan sagittal :

L'obliquité vers l'avant de l'axe du col étant exagérée, il s'ensuit que le diagramme des pressions examinées dans ce plan va traduire cette obliquité du toit du cotyle par rapport au support et montrera une accentuation des pressions dans la partie antéro-supérieure.

Par contre l'équilibre mécanique antéro-postérieur (quadriceps en avant, grand fessier en arrière) n'est pas très perturbé par cette antéversion (SALLES) et il ne s'en suit pas de conséquence sur la valeur de la charge globale.

Dans le plan horizontal :

La rétroposition trochantérienne diminue le bras de levier des rotateurs internes (faisceau antérieur du moyen fessier). Il en résulte, chez l'enfant une difficulté plus grande à réduire, avec l'âge, l'antéversion anatomique (PASQUIÉ). Mécaniquement dans ce plan l'antéversion réalise les conditions mécaniques d'une balance à fléau incliné. Le mauvais centrage mécanique qu'elle entraîne provoque l'existence d'un diagramme de pression défavorable (deuxième partie, chap. III).

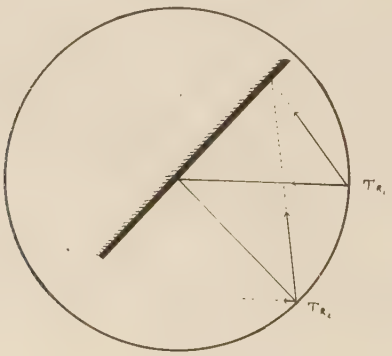


Schéma 15
La diminution de la composante horizontale de la tension du moyen fessier par antéversion

Les effets de la flexion extension de la cuisse sur l'angle formé par le col avec le plan frontal étant connus, il s'ensuit que l'obliquité réelle du col par rapport à

l'axe mécanique du cotyle, en projection horizontale, est d'autant plus grande que la déflexion est plus prononcée.

Le diagramme des pressions est d'autant plus défavorable que la cuisse est en extension.

A noter que la limitation de l'extension d'un coxarthrosique, indépendamment de sa signification, est en cela un élément protecteur.

Par ailleurs, notion que nous reprendrons dans le chapitre suivant, l'antéversion anatomique, en raison du mauvais centrage mécanique, est un facteur d'instabilité, elle-même source de pressions mal réparties (deuxième partie, chapitre III).

En cas d'augmentation très importante c'est alors le facteur dominant; vers 60° d'antéversion, lors de l'extension, un ressaut tend à se produire et une excentration apparaît (Le Damany).

Une hanche dont le col est anatomiquement exagérément antéversé, recherchera des phénomènes protecteurs : passivement la tension capsulaire jouera un rôle dans la stabilité.

Mais surtout le phénomène physiologique dont nous avons parlé plus haut (1re partie chap. III) devient primordial ; il s'agit du mouvement de rotation axiale interne pendant le temps de propulsion. Mais les muscles rotateurs internes voient, pour une raison mécanique, leur bras de levier diminuer; le mouvement qu'ils effectuent normalement nécessite donc un effort supérieur à la normale, une décompensation semblable à celle présentée par les abducteurs peut apparaître, et une perte de mouvement physiologique protecteur est à redouter. Nous en verrons plus loin des exemples (Chapitre III p. 120).

De plus, une hanche dont le col est antéversé peut rechercher son équilibre par une rotation interne non seulement liée au phénomène physiologique intermittent mais par une rotation interne permanente de la hanche lors du temps d'appui.

Selon le schéma de MASSE, pour compenser les conséquences de l'antéversion exagérée, l'enfant utilise en gros deux moyens, modifiant tous les deux, ou plutôt rétablissant tous les deux, l'équilibre horizontal.

1° Rotation interne de la hanche et du membre inférieur.
2° Déformation permanente du membre inférieur.

a) *La position de rotation interne de la hanche et du membre inférieur.*

Bon nombre d'enfants présentant une antéversion, marchent les pieds en dedans. La démarche est disgracieuse : comme l'a fait remarquer NETTER, le malade doit faucher du genou en dedans et du pied en dehors ; les mouvements de la hanche, du genou, de la tibio-tarsienne ne se produisent plus dans un même plan antéro-postérieur, lors de la marche.

Cette correction se fait au prix d'une fatigue anormale du moyen fessier, et au prix de son élongation. Une décompensation se produit souvent et à la faveur d'une véritable asystolie musculaire selon l'expression de SALLES, la statique correcte ne pourra être conservée : la boîterie apparaît et surtout par augmentation du contrepoids musculaire, et diminution de la stabilité coxo-fémorale la hanche se détériore.

b) *Déformation permanente du membre inférieur.*

C'est une autre éventualité, plutôt une évolution possible dans la recherche d'un moyen de compensation. En somme, le fémur se met en position de rotation

interne pendant la phase d'appui, au détriment du genou et du squelette jambier. Le genou se déforme par cisaillement (MASSE) « ou dislocation » (NETTER) ; la dérotation se fait alors essentiellement dans cette articulation.

De même le squelette jambier augmente sa rotation externe physiologique (de 15° à 7 ans). Un pied plat valgus enfin peut encore venir apporter quelques degrés de rotation interne (MASSE).

En résumé, les conséquences de l'antéversion du col fémoral se lisent dans les plans frontal et horizontal.

Dans le plan frontal, l'antéversion perturbe l'équilibre musculaire qui détermine la charge globale supportée par la coxo-hémorale, pendant la marche.

L'antéversion perturbe l'équilibre dans le plan horizontal : ainsi sont modifiées les conditions mécaniques et musculaire de la stabilité coxo-fémorale, et de la répartition des pressions.

III. — L'AUGMENTATION DE LA PRESSION ARTICULAIRE PAR AUGMENTATION DE L'ANTEVERSION EFFECTIVE

L'effet de l'augmentation de l'antéversion effective sur la pression articulaire sera comparable à celui de l'antéversion anatomique exagérée et compréhensible essentiellement lorsque l'on considère les perturbations dans le plan horizontal (Schéma 16 p. 118).

Il faut simplement se rappeler que l'antéversion effective diffère de l'antéversion anatomique essentiellement en temps de propulsion.

La répartition des pressions sera donc essentiellement perturbée dans la deuxième partie du temps d'appui.

Mais la hanche, avons-nous montré par l'étude radio-cinématographique, ne réalise pas le montage mécanique parfait d'une balance dont le fléau oscille sans frottement et surtout sans instabilité sur le couteau. A chaque pas, le cotyle se pose sur la tête fémorale et le montage réalisé n'est pas obligatoirement stable (schéma 12 fig. C, p. 95).

Il existe dans la coxo-fémorale un « jeu » articulaire important et nous verrons que les deux pièces se séparent l'une de l'autre au temps oscillant pour venir au contact pendant le temps d'appui, réalisant un phénomène de battement.

Comme nous l'avons vu précédemment pour l'antéversion exagérée, l'augmentation de la pression effective va entraîner une perturbation dans la répartition des pressions articulaires de deux manières :

1° *par modification de la direction du support cervical.*

Il suffit de se reporter au schéma d'une articulation coxo-fémorale vue d'en haut pour voir que l'augmentation de l'inclinaison cervicale par rapport au plan frontal équivaut à une inclinaison du bassin sur son support, car on peut considérer que le bassin transmet la composante horizontale de la résultante globale des forces appliquées sur la tête fémorale (schéma 16, A).

Cette composante horizontale est importante ; si l'on arrivait à déterminer de façon exacte la résultante globale R (schéma 10) on obtiendrait sa valeur par la formule $F_h = R \sin. r.$
r = angle de Pauwells voisin de 12°).

Il conviendrait d'ailleurs d'y ajouter les forces de tension musculaires développées par les rotateurs internes et externes et qui contribuent à maintenir la stabilité articulaire.

Or l'obliquité du support (col) par rapport au bassin-fléau envisagée dans le plan horizontal est importante : que le mouvement de rotation interne soit par exemple supprimé, par une altération pathologique, l'antéversion effective devient égale à l'antéversion anatomique et au temps de propulsion par effet NETTER, l'antéversion fonctionnelle sera supérieure à l'antéversion anatomique.

L'inclinaison du bassin sera dès lors très importante, le diagramme des pressions très altéré.

Ainsi, l'augmentation de l'antéversion effective agit d'abord sur le diagramme des pressions par la modification du centrage mécanique qu'elle entraîne.

2° *par instabilité coxo-fémorale.*

Le phénomène de battement explique que soit mise en cause la stabilité coxo-fémorale lors d'une augmen-

tation de l'antéversion effective. Cette stabilité est peut-être même plus compromise dans ce cas que dans le cas d'antéversion exagérée (à valeur égale de l'angle formé par le col et le plan frontal). En effet, la diminution de la rotation interne physiologique témoigne d'une déficience des rotateurs internes et de toute façon d'un déséquilibre dans le plan frontal par lequel le col et la tête fémorale ne sont plus présentés et maintenus correctement dans la direction du cotyle. Cette instabilité entraîne à chaque pas une incongruence physiologique et le diagramme des pressions doit ressembler à celui du schéma 12, et s'établir suivant une courbe très tourmentée (schéma 16, B).

Cette augmentation des pressions par instabilité coxo-fémorale s'ajoute à l'inégalité de répartition par obliquité du support.

***

La perte des mouvements de rotation interne est exprimée (1re partie, chapitre III) par une augmentation de ce que nous avons appelé l'antéversion effective.

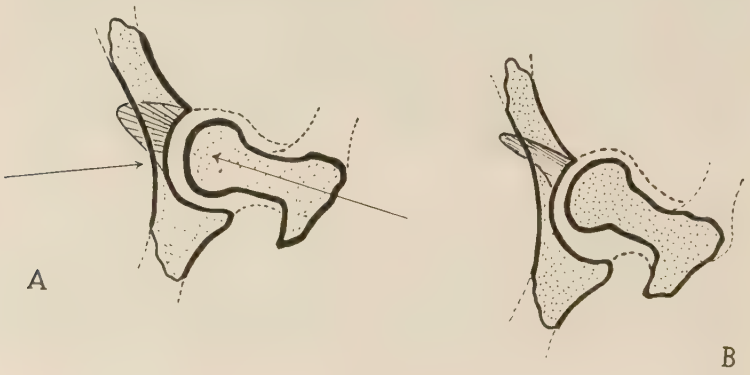


Schéma 16

A. — Mauvaise répartition des pressions par mauvais centrage mécanique (obliquité du fléau).

B. — Mauvaise répartition des pressions par instabilité articulaire (comparer avec le Schéma n° 5)

L'augmentation de l'antéversion effective, d'une part, en raison de l'instabilité articulaire, d'autre part en raison de l'inclinaison fonctionnelle du cotyle sur le col, entraîne une mauvaise répartition des pressions.

Nous avons recherché les conditions dans lesquelles pouvait augmenter l'antéversion effective.

*
* *

Toute antéversion anatomique supérieure à la normale augmente l'antéversion effective ; en effet, même s'il existe, à la phase de compensation, le mouvement de rotation axiale ne saurait parvenir à corriger entièrement l'antéversion. Nous avons vu (ch. I p. **61**) que lorsque le trochanter était proéminent en rotation indifférente sur les clichés, son image ne disparaissait pas complètement au temps de propulsion de la marche.

Nous avons par contre recherché, si lors de certaines affections de la hanche, la rotation interne ne disparaissait pas, alors même que la déclinaison anatomique resterait normale.

Ainsi serait augmentée dans ces cas-là l'antéversion effective.

De fait, nous avons noté que certaines antéversions isolées pouvaient ne pas présenter ce mouvement protecteur et que même certaines hanches dont le col est normalement orienté, pouvaient présenter une antéversion effective exagérée.

Le tableau complet des affections qui voient augmenter l'antéversion effective n'est pas dressé. Nous n'avons encore recueilli que quelques cas épars sans pouvoir encore dégager de règle générale formelle. Ce qui paraît d'ailleurs intéressant à étudier, c'est surtout

le moment où la compensation par la rotation interne disparaît, dans le temps, pour une affection donnée.

Nous avons surtout envisagé deux affections :

1° L'antéversion isolée du col fémoral.

2° L'inégalité des membres inférieurs.

Les variations de l'antéversion effective dans l'antéversion isolée du col.

Bon nombre des antéversions fémorales que nous avons examinées suivant la technique radio-cinématographique chez l'adulte, présentaient une disparition ou tout au moins une diminution du mouvement de rotation axiale fémorale, donc une antéversion effective exagérée.

Nous avons l'impression que l'antéversion compensée de l'enfant se caractériserait par le fait que l'antéversion effective est normale par suite de la conservation du mouvement de rotation axiale.

Nous ne sommes pas loin de penser que lorsque les rotateurs internes de la hanche deviennent insuffisants (asystolie musculaire de Salles) la rotation axiale disparait, la valeur de l'antéversion effective rejoignant celle de l'antéversion anatomique.

L'absence de rotation axiale est pour nous un signe précoce de décompensation.

Les variations de l'antéversion effective dans l'inégalité des membres inférieurs.

Nous avons également examiné plusieurs sujets porteurs d'une inégalité importante des membres inférieurs.

Du côté le plus long, morphologiquement normal, mais dont la hanche est vouée à la coxarthrose, nous

avons mis en évidence, à la marche, l'absence du mouvement de rotation interne.

La disparition de la rotation interne est d'autant plus nette que l'inégalité de longueur des membres inférieurs est plus forte. Lorsque, en raison d'une affection grave contro-latérale, il existe une très importante différence de longueur des deux membres inférieurs, non seulement, il n'existe pas de rotation axiale, mais il semble même que le fémur, dont le col n'est pas antéversé anatomiquement, ait tendance à se placer en rotation externe, alors que le pied reste toujours correctement posé au sol.

Il faut, pour réaliser cet aspect que le membre inférieur le plus long, le soit suffisamment pour que, au moment de l'appui, le genou ne parvienne jamais à l'extension qu'il décrit normalement vers le milieu de la phase de plein appui.

Il s'agissait de malades qui ne présentaient pas de signe de Trendelenburg à l'examen clinique et dont la bascule latérale du bassin était normale à l'examen radio-cinématographique. L'un de nos malades, caractéristique, présentait un allongement relatif, secondaire à une épiphysiolyse controlatérale.

Ainsi donc ces hanches, de morphologie normale, dont les mouvements passifs et actifs sont normaux, qui paraissent à la marche bien équilibrées dans le plan frontal et sagittal, subissent en réalité un déséquilibre considérable dans le plan horizontal, et leur cartilage articulaire est l'objet de pressions anormales et nocives.

L'étude des variations de l'antéversion effective au niveau des hanches qui présentent un vice architectural, ou dont la physiologie a pu être altérée par un déséquilibre, doit pouvoir permettre selon nous de donner une explication à certains problèmes.

Les plus passionnants de tous restent sans doute ceux que pose l'antéversion.

Certaines antéversions sont bien supportées, tandis que d'autres entraînent des troubles rapides, subluxation ou luxation, coxa-plana, plus tard ostéochondrite ; ou bien évoluant, plus lentement entraînent tardivement une coxarthrose.

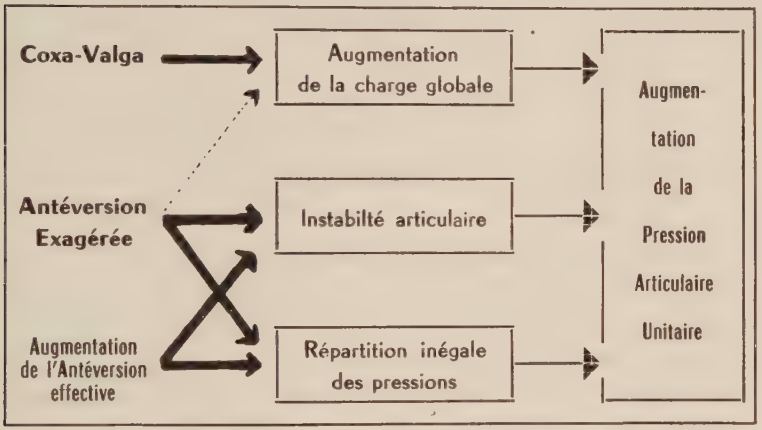
La décompensation est souvent relativement brutale, et pour des facteurs bien indéterminés. Ce n'est certainement pas dans la seule valeur de l'antéversion que l'on peut trouver l'explication de ces divergences.

L'antéversion fémorale, on le sait, est longtemps compensée chez certains enfants ; elle ne l'est pas chez d'autres. BERTRAND dit en substance « telle antéversion très exagérée peut n'entraîner aucun trouble, alors qu'une antéversion modérée peut être le point de départ d'une subluxation » [9].

Il n'est pas peut-être jusqu'aux interventions qui, chez l'enfant ou chez l'adulte, cherchent à rétablir la morphologie ou la fonction coxo-fémorale, qui peuvent être appelées à tenir compte de la réalité de ce mouvement qui compense, lorsqu'il existe, certains défauts d'orientation ; mouvement aussi dont la disparition équivaut à une antéversion anatomique que les mesures radiologiques les plus précises ne mettront jamais en évidence.

L'augmentation de l'antéversion effective, par disparition du mouvement physiologique de rotation axiale pendant la phase d'appui, reste un facteur d'instabilité articulaire, responsable d'une mauvaise répartition des pressions et facteur d'une augmentation de la pression articulaire essentiellement dans la partie antéro-supérieure du cotyle.

En résumé de ces trois chapitres, voici un tableau qui montre par quel mécanisme, coxa-volga, antéversion exagérée, augmentation de l'antéversion effective provoquent une augmentation de la charge unitaire, répondent aux différents diagrammes de pression que nous avons rencontrés.



CONCLUSION

Nous avons essayé de démontrer qu'il était nécessaire, chez l'adulte, d'étudier le comportement de l'articulation de la hanche pendant sa fonction, pour déterminer avec plus de précision quels pouvaient être les facteurs de répartition de la pression articulaire.

1° *La direction du col fémoral par rapport au cotyle conditionne la répartition des pressions articulaires · les modifications du diagramme des pressions surviennent :*

— *en raison même de l'obliquité de cette direction par rapport au cotyle.*

— *en raison de l'instabilité articulaire entraînée par cette obliquité.*

2° *La direction du col fémoral par rapport au cotyle est insuffisamment définie par l'antéversion anatomique. Elle est en effet modifiée par la flexion-extension fémorale et plus encore par le mouvement de rotation axiale interne du fémur, mis en évidence, par l'étude radio-cinématographique.*

3° *Le mouvement de rotation axiale interne fémorale favorise ainsi une répartition correcte des pressions.*

4° *Sa disparition lors de certaines malformations congénitales ou acquises est peut-être le facteur déclenchant qui précipite l'évolution vers la coxarthrose.*

VU : *Le Président,*
G. RIEUNAU.

VU : *Pour le Doyen,*
L'Assesseur BLANC.

VU ET PERMIS D'IMPRIMER :
Toulouse, le 11 septembre 1964,

Le Recteur,
Président du Conseil de l'Université,
A. LOYEN.

BIBLIOGRAPHIE

1. Arden (G.P.) — Variations in Joint of the hip as shown radiographically. J.B.J.S. : 1957-29-B, p. 219.

2. Auffret (M.). — Coxarthrose et malformation de la hanche. Thèse Paris, 1961.

3. Ayrolles (CH.). — La phlébographie per-trochantérienne de la hanche. Thèse Toulouse, 1962.

4. Badgely (E.C.). — Correlation of clinical and anatomical facts leading to a conception of the etiology of congenital hip dysplasie. J.B.J.S. XII 503, July 1953.

5. Bardet (Pierre). — Introduction au problème de la classification des coxarthroses. 6e Congrès de Chirurgiee orthop. 1954.

6. Bedouelle (J.). — Antéversion anormale du col fémoral. (persistance ou accentuation de l'antéversion fœtale.) *Encycl. Méd. Chir. et Appl. loc.* T. III, p, 15, 28. K 10 (1959).

7. Bedouelle (J.). — Luxation congénitale de la hanche. *E.M.C. App. loc.*, 15, 204. A 10, 1964.

8. Bedouelle (J.). — Dysplasie et subluxations congénitales de la hanche. *Encycl. Méd. Chir. et App. loc.* T. III, p. 15, 206. A 10 (1964).

9. Bertrand (P.). — Discussion sur l'antétorsion fémorale. Journées de printemps de la Soc. Fr. d'Orth. (mai 1962).
(in *Revue Chir. Orthop.* T. 49, N° 5, 1963, p. 597).

10. Bleuse (A). — Thèse Lille, 1964.

11. Blount (W.P.). — Don't throw away the cane. *J.B. J.S.* vol. 38 A, n° 3. June 1956.

12. Borelli. — De Motu animalium (1962). (in *Steindler*).

13. Bouillet (R.). — Le traitement de la coxarthrose par le mouvement. *Acta. Orthop. Belgica.* T. 24, juillet-août 1958, fasc. 4, p. 375.

14. Braune et Fischer. — Der gang des Menschen (1895).

15. Buchet (C.). — Contribution à l'étude de la Mécanique de la hanche, incidences pratiques. Thèse Paris, 1959. N° 394.

16. Capener (N.). — Reconstitutive Surgery of the hip joint. In *Modern Trends in Orthopaedies* (Second serie). Ed. by Sir Harry Platt., London (Butterworth, Co).

17. Castaing (J.), Buchet (C.), Delaneau (J.). — Problèmes posés par l'ostéotomie de varisation de Pauwels, In *Revue Chir. Orthop.* T. 45, N° 5, nov. 49, p. 717-725.

18. Castaing (J), Buchet (C.), Delaneau (J.), Groussin (P.). — L'appui ant. sup. de la tête fémorale. Son étude radiologiue. *Revue Chir. Orthop.* T. 46, N° 5, Oct.-Nov. 1960, p. 638-647.

19. Close (J.R.). — Some applications of the functionnal anatomy of ankle joint. *J.B. - J.S.* 382, 4, 1956, p. 761.

20. Cordier (G.), Layani (F.), Roeser (J.), Paquet (J.), Garnier (H). — Hypertonie des muscles périarticulaires dans la coxarthrose. Etude clinique et traitement. La section des muscles périarticulaires. *Ac. de Chir.*, 1959, N°s 17 et 18, p. 474-487.

21. Le Damany. — La torsion du tibia normale, pathologique et expérimentale. *J. de l'Anat. et Physio.* 45, p. 598-615 : 1909.

22. Le Damany. — Luxation congénitale de la hanche. Paris Flammarion, 1923.

23. Denham (R.A.). — Hip Mechanics. *J.B. - J.S.* 41 B, n° 3, 1959 : 550-557.

24. Descamps. — Le jeu de la hanche : étude mathématique. *Revue Chir. Orthop.* 54, N° 2, p. 187.

25. Duschesne de Boulogne. — Physiologie des mouvements. 1867.

26. Francillon (M.R.). — La marche en rotation interne chez les enfants atteints de paralysie spastique et son traitement. *Méd. et Hygiène*, Genève, 1958. N° 388, p. 82. - 28 février.

27. Francillon (M.R.), Debrunner (U.). — Orthopédie de la coxarthrose. *Acta rhumatologica.* - Doc. geigy n° 13.

28. Guran (Ph.), Massé (P.), Bruchon (D.), et Salet (J.). — Conséquences cliniques de l'antéversion exagérée du col fémoral (en l'absence de toute autre malformation associée). — *Archives françaises de Pédiatrie.* T. XX, n° 7, 1963, août-septembre. p. 856-863.

29. Hollinhead. — Functional Anatomy of the limbs and back. W.B. Saunders Company - Philadelphia.

30. Huc. — Discussion sur l'antéversion du col. Réunion de printemps de la Société française d'Orthopédie, Toulouse 1962.

31. Ingelmark (B.E.). — The nutritive supply and nutritional value of synovial fluid. *Acta Orthop. Scandinavica*, vol. XX, 2, p. 144.

32. Inmann (V.T.). — Fonctionnal aspects of abductor muscles of the hip. J.B.J.S. 29/3 1947, p. 607.

33. Lance (P.). — Les ostéotomies sous-trochantériennes dans le traitement des luxations congénitales invétérées de la hanche Masson, 1936.

34. Lapras. — A propos des caractères anatomiques de la coxarthrose d'après l'étude des têtes fémorales arthrosiques réséquées en cours d'une série d'opérations. *P.M.* 1960, 68/31. - 1216-1218.

35. Laurence (G.). — La naissance du cotyle. *La Revue du Praticien,* T. VIII, n° 17, 11 juin 1958, p. 1985.

36. Lloyd (Roberts). — Ostéoarthritis of the hip, a study of clinical pathology. J.B.J.S. 37 B 1, 1955.

37. Lloyd (Roberts). — The role of capsular changes in ostéoarthritis of the hip joint. J.B.J.S. 35 B, 627, 1953.

38. Marey (E.J.). — La méthode graphique dans les sciences expérimentales. Paris. G. Masson 1958.

39. Massé (P.). — Le diagnostic de la luxation de la hanche à l'âge de la marche. *Revue du Praticien,* 11 juin 1958. T. VIII, n° 17.

40. Martin (R.). — Lehrbuck der Antropologie. G. Fischer 1928.

41. Merle d'Aubigne (R.). — Indications thérapeutiques dans les lésions congénitales de la hanche chez l'adulte. *Revue Chir. Orthop.* T. 48, n° 6, nov.-déc. 1962.

42. Merle d'Aubigne (R.), Vaillant (J.M.). — Correction simultanée des angles d'inclinaison et de torsion du col fémoral par l'ostéotomie plane oblique. *Revue Chir. Orthop.* T. 47, n° 1, 1961.

43. Michele (A.). — Iliopsoas. Charles C. Thomas Publis. Spingfield-Illinois (U.S.A.), 1962.

44. Muller. — Les ostéotomies proximales du fémur dans le traitement des affections de la hanche. *Helv. et Chir. Acta,* 1957, 23. 296 - 301.

45. Muller. — Chirurgie fonctionnelle de l'articulation de la hanche. *Acta Orthop. Belgica,* 1958. 24/4 (318-329).

46. Netter (P.). — Rôle de l'antéversion du col fémoral dans la statique de la hanche normale et pathologique. Thèse Paris, 1940. n° 476.

47. Olivier (G. et C.). — Mécanique articulaire. Vigot Edit. Paris, 1963.

48. Pauwels (Fr.). — Der Schenkels bruch ein mechanisches problem. Stuggart Ferdinant Enke, 1935.

49. Pauwels (Fr.). — Directives nouvelles pour le traitement chirurgical de la coxarthrose. *Revue Chir. Orthop.* T. 45, n° 45, nov. 59, p. 681-702.

50. Pauwels (Fr.). — Communication à la XXXVII[e] réunion de la Soc. Franc. d'Orthop. (nov. 1962).

51. Pauwels (Fr.). — La sollicitation de l'extrémite supérieure du fe-mur. IIIe conf. internat. d'Aix-les-Bains, 28, 1956.

52. Petit (P.). — Traitement de la luxation congénitale de la hanche après luxation. *La Revue du Praticien.* T. VIII, n° 17, 11 juin 1958, p. 2029.

53. Pouyanne (P.), Honton. — Un cas de coxarthrose d'évolution régressive. *Soc. d'Orthop. et de Chirurg. de l'app. loc.* de Bordeaux, 25 nov. 1959.

54. Rauber. — Elastizitat und fastigheit der knochen. Leipzig. 1876.

55. Rieunau (G.). — Le traitement de la coxarthrose. VIIe Congrès int. Chir. Orthop. 1957. Symposium à Barcelone.

56. Rieunau (G.). — Traitement actuel des Coxarthroses. *Toulouse médical.*, n° 8 (Octobre) 1963, p. 838-848.

57. Rieunau (G.), Utheza (G.), Mlle Pons (J.). — La rotation axiale du fémur pendant la marche. *Toulouse médical,* avril 1964, p. 576-583. *Soc. de Chir. de Toulouse :* le 18 mars 1964.

58. Rocher (Ch.). — Fonctions et bilan articulaires. Masson, 1956.

59. Rutishauser (E.) et Grasset (Ed.). — La coxarthrose. VIe Congrès international de Chir. Orthop. 1954.

60. Salles (R.). — De l'antétorsion de l'extrémité supérieure du fémur chez l'enfant. Thèse Toulouse, 1959.

61. Saunders (J.B.), Verne Inman, Eberhart (H.D.). — The major determinants in normal and pathologicait. J.B.J.S. 35 A/3 1953. 543.

62. Scholder, Hegi. — Considérations sur l'ostéotomie intertrochantérienne oblique de dérotation-varisation. *Revue Chir. Orthop.*, 1959, 45, 9, p. 710-712.

63. Smyth (E.H.J.). — The mechanical problem of the artificiel hip. *J.B. - J.S.* 40 B, nov. 58.

64. Sorel (E.). — La coxa-plana (Orientation pathogénique nouvelle, déductions thérapeutiques). Thèse Toulouse, 1964.

65. Steindler (Arthur). — A historical review of the studies and investigations made in relation to human gait. *J.B. - J.S.* 352/3, 1953, p. 540.

66. Steindler (A.). — Kinesiology of the human body. Charles C. Thomas publ. ; Springfield, 1955.

67 Vaeye. — Le traitement des arthroses de la hance par ostéomie. *Acta Orthop. Belgica.* T. 24, f. 4, 1958, p. 330 à 348.

68. Vandervael (F.). — Analyse des mouvements du corps humain. Meloine Edit. Paris, 1958.

69. VIRENQUE (J.), PASQUIÉ (M.), et SALANOVA (Ch.). — Antétorsion fémorale exagérée ou maladie luxante de la hanche (coxa antétorsa chez le jeune enfant). *Revue Chir. Orthop.* T. 49, n° 5, p. 577-600), 1963.

70. VIRENQUE (J.), PASQUIÉ (M.), SALANOVA (Ch.) et BRUNNER-FERRE (R.). — L'examen radiographique de l'extrémité sup. du fémur et ses pièges. *P.M.* n° 5, 30 janvier 1963, p. 257-260.

71. VIRENQUE (J.), PASQUIÉ (M.). — Coxa antétorsa chez l'enfant. *Annales de Chir.* n°s 17-18, août 1961.

72. WAGHEMACKER, DUMOULIN (J.), SPY (E.). — Le facteur musculaire dans la coxarthrose. *Annales de Méd. phys.* T. VI, n° 4, 1963.

73. WAMSLEY. — The articular Mechanism of the diarthroses. *J.B. - J.S.* 10, 40 - 1928.

74. WIBERG (G.). — Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint ; with special reference to the complication of osteoarthritis. *Acta Chir. Scandinavica* 83 supp. 58, 7

IMPRIMERIE
DELORT & FILS
TOULOUSE